

BIOMECHANISCHER VERGLEICH UND ANALYSE DER
VERANKERUNGSPRINZIPIEN VON REVISIONSENDOPROTHESENSCHÄFTEN AM
PROXIMALEN UND DISTALEN FEMUR

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von Fabian Rathje

geboren am 11.11.1992 in Winsen (Luhe)

Gutachter

- 1. Prof. Dr. med. Georg Matziolis, Universitätsklinikum Jena,
Campus Eisenberg**
- 2. Prof. Dr. med. Ulrich Smolenski, Universitätsklinikum Jena**
- 3. Prof. Dr. med. Andreas Roth, Universitätsklinikum Leipzig**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 04.12.2018

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|------------|
| Abkürzungsverzeichnis | III |
| 1 Zusammenfassung | 1 |
| 2 Einleitung | 3 |
| 2.1 Anatomie und Biomechanik des Femurs..... | 4 |
| 2.2 Endoprothesen am Femur | 7 |
| 2.2.1 Proximales Femur..... | 7 |
| 2.2.2 Distales Femur..... | 10 |
| 2.3 Schaftfixation | 10 |
| 2.4 Indikation zur Revisionsoperation | 12 |
| 2.5 Klassifikation und Versorgung periprotehtischer Femurfrakturen | 12 |
| 2.5.1 Proximales Femur..... | 12 |
| 2.5.2 Distales Femur..... | 14 |
| 2.5.3 Unified Classification System (UCS) | 15 |
| 2.6 Defektklassifikation am Femur | 17 |
| 2.6.1 Proximales Femur..... | 17 |
| 2.6.2 Distales Femur..... | 18 |
| 3 Ziele der Arbeit | 20 |
| 4 Methodik..... | 21 |
| 4.1 Kunstknochen..... | 21 |
| 4.2 Verwendete Prothesenschäfte | 22 |
| 4.2.1 Kniegelenksprothesen | 22 |
| 4.2.1.1 LINK Endo-Modell-M (konischer Schaft) | 22 |
| 4.2.1.2 Zimmer Nexgen Legacy Constrained Condylar Knee..... | |
| (LCCK) (zylindrischer Schaft)..... | 23 |
| 4.2.2 Hüftgelenksprothesen | 25 |
| 4.2.2.1 LINK MP Rekonstruktionsprothese (geknickter Schaft)..... | 25 |
| 4.2.2.2 Zimmer Revitan Straight (gerader Schaft) | 26 |
| 4.3 Biomechanische Testung | 29 |
| 4.4 CT-Auswertung..... | 33 |
| 4.5 Statistik..... | 35 |

| | | |
|----------|--|----|
| 5 | Ergebnisse | 36 |
| 5.1 | Distale Schäfte | 36 |
| 5.2 | Proximale Schäfte | 40 |
| 5.3 | Distale und proximale Schäfte im Vergleich | 43 |
| 6 | Diskussion | 45 |
| 6.1 | Einschränkungen der Studie | 48 |
| 7 | Schlussfolgerung | 50 |
| 8 | Literaturverzeichnis | 52 |
| 9 | Anhang | 63 |
| 9.1 | Abbildungsverzeichnis | 63 |
| 9.2 | Tabellenverzeichnis | 65 |
| 9.3 | Danksagung | 66 |
| 9.4 | Ehrenwörtliche Erklärung | 67 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|---------------|---|
| α | Signifikanzniveau |
| μm | Mikrometer |
| Abb. | Abbildung |
| AO | Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen |
| AORI | Anderson Orthopedic Research Institut |
| bzw. | beziehungsweise |
| ca. | circa |
| CCD-Winkel | Corpus-Collum-Diaphysen-Winkel |
| cm | Zentimeter |
| CT | Computertomographie |
| d. h. | das heißt |
| et al. | et alii |
| IN | Indiana, Bundesstaat der USA |
| kg | Kilogramm |
| kN | Kilonewton |
| LCCK | Legacy Constrained Condylar Knee |
| mm | Millimeter |
| MPa | Megapascal |
| N | Newton |
| Nm | Newtonmeter |
| p | Signifikanzwert |
| PMMA | Polymethylmethacrylat |
| R^2 | Bestimmtheitskoeffizient |
| Tab. | Tabelle |
| TEP | Totalendoprothese |
| u.a. | unter anderem |
| UCS | Unified Classification System |

vgl.

vergleiche

WA

Washington, Bundesstaat der USA

z.B.

zum Beispiel

1 Zusammenfassung

Die kontinuierlich steigende Anzahl von Knie- und Hüft-TEP-Implantationen führt auch zu einem Anstieg von periprothetischen Frakturen, deren Versorgung u.a. mit Langschaftrevisionsendoprothesen erfolgen kann. Die unterschiedliche Geometrie des proximalen und distalen Femurs legt eine differente Verankerungsart von Knie- und Hüft-Revisionsschäften nahe. Allerdings thematisieren nur wenige Publikationen ausreichend die Unterschiede in den Verankerungsprinzipien der verschiedenen Prothesen.

In dieser Studie sollen die Fixationsunterschiede von verschiedenen Schaftdesigns nach zementfreier Implantation am proximalen sowie distalen Femur analysiert und verglichen werden. Ziel dieser Dissertation ist es zu untersuchen, ob sich am proximalen Femur durch den runden Querschnitt ein größeres Stem-Bone-Interface ergibt, als am distalen Femur mit seinem ovalen Querschnitt. Des Weiteren sollen die Verankerungsarten verschiedener, klinisch erfolgreicher Schäfte analysiert und verglichen werden (Fink et al. 2014, Kim et al. 2015, Rodriguez et al. 2014, Sanguineti et al. 2014, Karrholm 2015).

Für die biomechanische Testung wurden je zwei Knie- und Hüftrevisionsschäfte verschiedener Designs ausgewählt: für das distale Femur ein zylindrischer und ein konischer Schaft und für das proximale Femur ein gerader und ein geknickter, jeweils konischer Schaft. Jeder dieser Schäfte wurde nacheinander in fünf präparierte Kunstfemora mit entsprechendem Knochendefekt implantiert. Es erfolgte zunächst eine CT-Untersuchung der Kunstknochen mit einliegender Prothese, in welcher das jeweilige Stem-Bone-Interface charakterisiert wurde. Anschließend wurden die prothetisch versorgten Kunstknochen in ein Ermüdungsprüfsystem eingespannt und jeweils 10.000 Zyklen axialer und Torsionsbelastung ausgesetzt.

Bei den distalen Schäften zeigte der zylindrische Schaft einen signifikant höheren 100%-Schaft-Knochen-Kontakt-Anteil an der Gesamtkontaktlänge als der konische Schaft ($88,07 \pm 5,34 \%$ vs. $55,78 \pm 10,93 \%$, $p=0,008$). Es fand sich für den zylindrischen Schaft eine zirkumferente Verankerung und für den konischen Schaft eine Kombination aus 3-Flächen-Verklebung und konischer Fixierung. Trotz der unterschiedlichen Verankerungsprinzipien ergaben sich in der biomechanischen Analyse keine signifikanten Unterschiede in der Stabilität. Der zylindrische Schaft wies

zudem eine positive Korrelation zwischen der Verankerungslänge und der axialen Steifigkeit auf, welche für den konischen Schaft nicht nachgewiesen werden konnte.

Bei den Schäften der proximalen femoralen Prothesen mit unterschiedlichem Design ließen sich weder differente Verankerungsprinzipien noch Unterschiede hinsichtlich der biomechanischen Stabilität feststellen. Bei beiden Schäften konnte allerdings bei zunehmender 100% Kontaktlänge eine abnehmende axiale Migration nachgewiesen werden. Die proximalen Schäfte zeigten beide eine Kombination aus 3-Flächen-Verklebung und konischer Verankerung.

Die guten biomechanischen Ergebnisse der getesteten Prothesenschäfte decken sich mit den klinischen Ergebnissen. Außerdem ist zu konstatieren, dass das Verankerungsprinzip der Prothese weniger von der Geometrie des Knochens, als vom Design der Schäfte abhängt. Für den distalen zylindrischen Schaft muss aufgrund der erhobenen Daten eine minimale Verankerungslänge mit 100%-Schaft-Knochen-Kontakt von 30 mm empfohlen werden. Für die proximalen Prothesen ist nach den ermittelten Daten eine Länge des 100% Schaft-Knochen-Kontaktes von 55 mm empfehlenswert, welche sich auch mit den in der Literatur zu findenden Werten deckt (Fink et al. 2005, Paprosky et al. 1999).

Einschränkungen der Studie ergeben sich zum einem aus den verwendeten Kunstknochen, welche jungen Erwachsenen nachempfunden sind und somit nicht die Verhältnisse eines typischen Patienten mit periprothetischer Fraktur abbilden können. Zum anderen ist die Anzahl der Gangzyklen mit 10.000 gewählt und entspricht somit den von älteren Menschen in 3-5 Tagen ausgeführten Schritten. Auch kann der exakte Gangzyklus mit Winkeländerungen und Muskelzug durch das verwendete Tischermüdungsprüfsystem nicht nachgebildet werden.

Die Art der Verankerung scheint bei den geprüften Schaftmodellen keinen Einfluss auf die biomechanische Stabilität zu haben. In weiteren Untersuchungen ist zu prüfen, ob sich die kürzere und trotzdem stabile Verankerung einer zylindrischen distalen Prothese auch auf das proximale Femur übertragen lässt. Ebenfalls ist zu untersuchen, ob die Verwendung einer geknickten Reibahle das Verankerungsprinzip des geknickten Prothesenschaftes am proximalen Femur verändert. In weiteren Studien ist zu eruieren, ob sich ein bestimmtes Verankerungsprinzip in der Versorgung periprothetischer Frakturen überlegen zeigt.

2 Einleitung

Die Geschichte der Endoprothetik beginnt im 19. Jahrhundert, als der Berliner Chirurg Themistocles Gluck das erste künstliche Kniegelenk aus Elfenbein bei einem Menschen einsetzte (Gluck 2011). Erst im Jahr 1922 ersetzte der Brite Ernest William Hey Groves dann den ersten menschlichen Femurkopf durch einen künstlichen Femurkopf, ebenfalls aus Elfenbein. Er befand das Material jedoch für untauglich (Gomez und Morcuende 2005). Im Laufe der Jahre gab es weitere Versuche Hüftgelenksprothesen aus verschiedensten Materialien herzustellen, jedoch ergaben sich aufgrund ungenügender Materialhaltbarkeit und dem Abrieb keine zufriedenstellenden Ergebnisse.

In den 1960er Jahren gelang es dem Engländer Sir John Charnley durch den Einsatz von Polyethylen in der Hüftkopfpfanne und durch die Verkleinerung des künstlichen Hüftkopfes den Abrieb zu vermindern. Unter Verwendung von, aus der Zahnmedizin bekannten, Polymethylmethacrylat (PMMA) als Knochenzement wurde eine gute Primärstabilität der Prothese hergestellt (Charnley 1960, Charnley 1961, Charnley 1979). Durch die Verbesserung der Operationshygiene, dem Einsatz von antibiotikahaltigem Knochenzement und der perioperativen Antibiotikatherapie konnte auch die Infektionsrate nach Prothesenimplantationen verringert werden, sodass der Grundstein für die moderne Endoprothetik gelegt war. 1964 begann Ring, aufgrund hoher aseptischer Lockerungsraten bei zementierten Prothesen, wieder mit der zementfreien Implantation von Hüftgelenksendoprothesen (Ring 1968). Die ossäre Integration dieser Implantate blieb allerdings aus. Aufgrund dessen setzten Judet und Lord 1975 Prothesen ein, deren Oberflächen makrostrukturiert porös waren und somit zu einer Vergrößerung der Oberfläche führten. Dadurch wurde eine bessere Osseointegration und somit eine gute Sekundärstabilität der zementfreien Prothesen erreicht (Judet 1975, Lord und Bancel 1983). Dieser Schritt war entscheidend in der Entwicklung der zementlosen Verankerung durch die langstreckige Verklemmung eines geraden Prothesenschaftes im Isthmus des Femurs. Diese Art der konischen Fixierung wurde erstmals von Engh et al. 1987 als *press-fit* bezeichnet. Er wies nach, dass Prothesen, die dieser Art der Verankerung folgen, eine bessere Osseointegration besitzen (Engh et al. 1987). Andere Autoren verwendeten diese Bezeichnung für die 3-Punkt- bzw. 3-Flächen-Fixierung des Zweymüller Schaftes, welche sich in diesem

Fall jedoch im klinischen Sprachgebrauch nicht durchsetzen konnte (Lester et al. 1998).

Heutzutage gehört das Einsetzen von Totalendoprothesen (TEP), besonders im Bereich der Hüft- und Kniegelenkchirurgie, zum medizinischen Alltag. So stand 2014 die Erstimplantation einer Hüftgelenksendoprothese mit 219.325 Eingriffen auf Platz 8 der am häufigsten durchgeführten Operationen bei vollstationären Patienten in deutschen Krankenhäusern. Die Implantation einer Knieendoprothese belegte mit 149.126 Operationen im selben Jahr Platz 26 (Statistisches Bundesamt 2015a, Statistisches Bundesamt 2015b). 2005 war die Zahl der Operationen mit 194.453 Hüft- und 128.932 Kniegelenksendoprothesen noch bedeutend geringer (Statistisches Bundesamt 2009). Die große Zahl der Operationen lässt sich zum einen mit dem demographischen Wandel, zum anderen mit den guten klinischen Ergebnissen und der hohen Patientenzufriedenheit erklären (Jauregui et al. 2015, Khanuja et al. 2011).

Trotz der guten Ergebnisse kommt es mit steigender Anzahl der eingesetzten künstlichen Gelenke auch zu einem Anstieg der durchgeführten Revisionsoperationen. Die Zahl der Revisionseingriffe im Jahr 2014 betrug in Deutschland 35.274 bei Hüft- und 24.228 bei Kniegelenksendoprothesen (Statistisches Bundesamt 2015a). Der Anstieg der Revisionsoperationen führte beispielgebend in den USA im Jahr 2010 zu einer Revisionslast, dem Verhältnis von Revisionseingriffen zu Primärimplantationen, von 9,6 % bei Knieendoprothesen und von 14,6 % bei Hüftendoprothesen (Bozic et al. 2015).

Durch die steigende Anzahl der Totalendoprothesenoperationen wird es immer wichtiger, geeignete Studien sowohl zum klinischen Outcome als auch zur biomechanischen Stabilität durchzuführen. Auf dieser wissenschaftlichen Grundlage kann dann eine individuelle Entscheidung zur Therapie- und Rehabilitationsform des jeweiligen Patienten getroffen werden. Gerade im Bereich der Revisionsendoprothetik fehlen diesbezüglich jedoch noch wichtige Daten.

2.1 Anatomie und Biomechanik des Femurs

Das Femur ist der längste Röhrenknochen des menschlichen Körpers. Proximal besteht er aus dem Caput femoris, dem Collum femoris sowie lateral dem Trochanter major und medial dem Trochanter minor. Der Winkel des Collum femoris zum Corpus (CCD-Winkel) beträgt beim gesunden Erwachsenen 120° bis 135° (Abb. 1), die

Antetorsion des Schenkelhalses liegt bei 12° (Aumüller et al. 2010). Der Abstand vom Zentrum des Femurkopfes zur Femurachse wird als femorales Offset bezeichnet. Durch die Divergenz der Schenkelhalsachse und der Belastungsrichtung entsteht eine exzentrische Krafteinleitung. Der Winkel zwischen Femurachse und Hüftkontaktkraft beträgt im Einbeinstand bzw. in der Standbeinphase beim Gangzyklus in der Frontalebene ca. $15\text{-}30^\circ$, wodurch auf das mediale Femur eine Druck- und auf das laterale Femur eine Zugbelastung entsteht, welches sich auch im Trabekelwerk widerspiegelt (Aumüller et al. 2010, Grifka und Kuster 2011, Claes et al. 2012d).

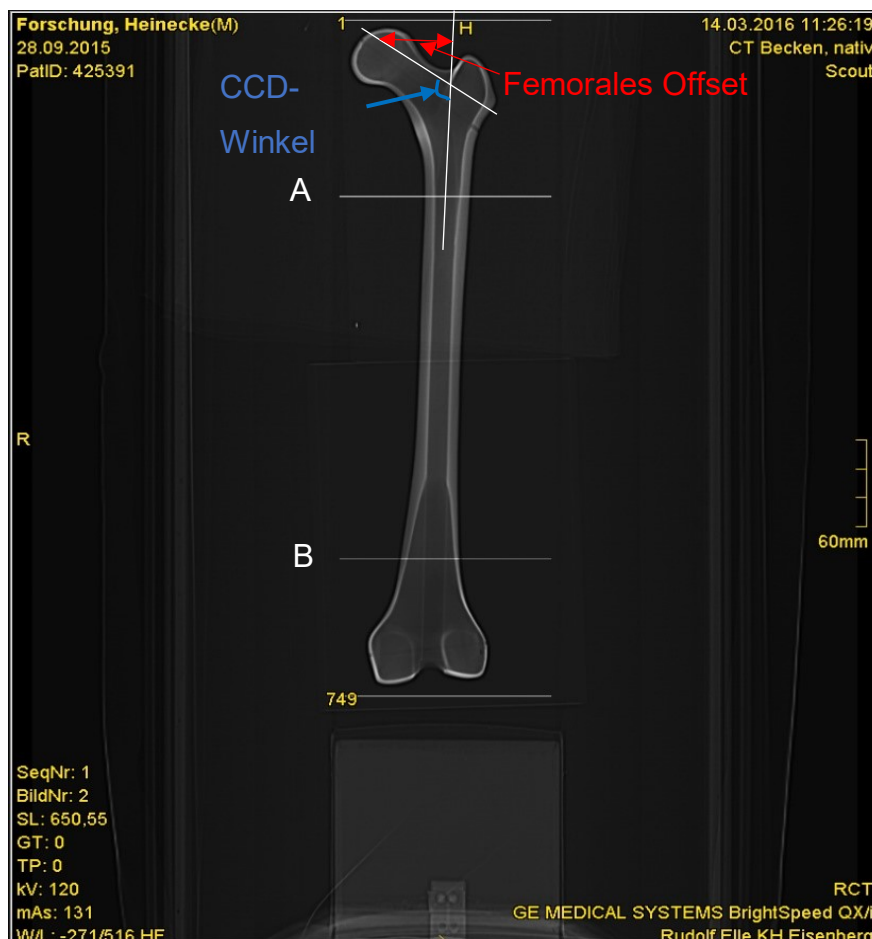


Abbildung 1: CT im Frontalschnitt eines verwendeten Composite Femurs der Firma Sawbone.

Damit das Becken im Einbeinstand nicht durch das Körpergewicht nach medial absinkt, wird es durch die am Trochanter major inserierende pelvitrochantäre Muskulatur in der Horizontale gehalten. Dadurch entsteht eine axiale Belastung des Hüftgelenks, die 250 % bis 350 % des Körpergewichts entspricht (Bergmann 2001, Kuster 2002).

Bei Betrachtung eines axialen Schnitts der proximalen Femurdiaphyse ist zu erkennen, dass der intramedulläre Kanal in diesem Bereich des Röhrenknochens einen runden Querschnitt hat (Faulkner et al. 1993, Toni et al. 1995) (Abb. 2a).

In der Diaphyse des Femurs verengt sich der intramedulläre Kanal. Dieses wird als Isthmus femoris bezeichnet. An dieser Stelle ist die Kortikalis besonders stark und der intramedulläre Kanal besitzt das kleinste Lumen. Hier schneiden sich die Finnen von eingesetzten Langschaftprothesen in die Kortikalis ein. Diese Art der Verankerung wird als distale *press-fit* Verankerung bezeichnet. Diese *press-fit* Verankerung kann dann weiter in eine konische Verankerung bei zirkumferenten Schaft-Knochen-Kontakt und in eine 3-Flächen-Fixation unterteilt werden. Die Kontaktfläche zwischen Prothesenschaft und Knochen wird als Stem-Bone-Interface bezeichnet.

Das distale Femur endet mit den Femurkondylen, die die beiden proximalen Gelenkkörper des Kniegelenks bilden. Ventral werden diese durch die Facies patellaris, dem Gleitlager für die Patella, verbunden. Die Kraftübertragung des Femurs auf die Tibia erfolgt zu 70% über den medialen und zu 30% über den lateralen Femurkondylus, da die mechanische Beinachse leicht medial des Kniegelenkzentrums verläuft (Paley et al. 1994, Paley und Pfeil 2000, Fregly et al. 2012). Im Axialschnitt stellt sich der intramedulläre Kanal des distalen Femurs eher wie ein Oval dar (Abb. 2b) (Watanabe et al. 2011).

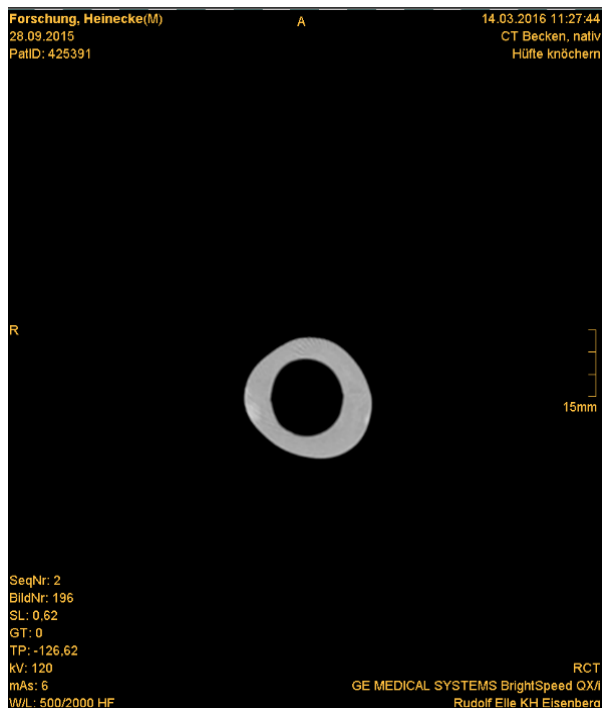


Abbildung 2a: Querschnitt durch das proximale Femur (Linie A in Abb. 1).



Abbildung 2b: Querschnitt durch das distale Femur (Linie B in Abb. 1).

Die Kräfte, die während des Gangzyklus auf das Femur wirken, sind stark von den umgebenden Weichteilen, insbesondere der am Femur inserierenden Muskulatur, abhängig. Die größte einwirkende Kraft ist die Axialkraft; die Muskeln senken durch ihren Zug die auf das Femur wirkende Kraft distal ihres Ansatzpunktes. Da die meisten großen Muskeln im proximalen Drittel des Femurs ansetzen, ist in diesem Bereich auch der größte Kraftabfall. Ab ungefähr der Hälfte der Diaphyse steigt die wirkende Axialkraft jedoch wieder an. Das um die Axialachse verlaufende Torsionsmoment wird durch den Muskelzug kaum beeinflusst (Duda et al. 1997).

2.2 Endoprothesen am Femur

2.2.1 Proximales Femur

In der Hüftendoprothetik gibt es zwei Fixationsmöglichkeiten: die zementfreie und die zementierte Technik.

Die zementierten Prothesen werden mittels Polymethylmethacrylat, sogenanntem Knochenzement, im Knochen fixiert, wodurch eine hohe Primärstabilität entsteht (Burke et al. 1991).

Die unzementierten Schäfte werden im Knochen *press-fit* verankert, welches erreicht wird, indem der Knochen mit minimal kleinerem Durchmesser, als der Durchmesser

des Schaftes, aufgebohrt wird. Dies kann, je nach Geometrie des Schaftes und des Femurs, zu einer 3-Punkt- bzw. 3-Flächen- oder einer konischen Fixation des Schaftes führen. Die Sekundärstabilität dieser Prothesen wird mit der Zeit über Osseointegration erreicht, wozu sie eine spezielle Oberfläche mit Mikroporen besitzen (Diehl et al. 2010, Mai et al. 2010).

Der Outcome beider Verankerungsmöglichkeiten zeigt keine signifikanten Unterschiede im Prothesenversagen oder im klinischen Outcome (Abdulkarim et al. 2013). Die Designs, sowohl der zementierten als auch der unzementierten Prothesen, sind vielfältig und können individuell, je nach Erfordernissen der Patientensituation und der Präferenzen des Operateurs, gewählt werden.

Zementierte Schäfte benötigen grundsätzlich eine längere Verankerungsstrecke, da die Stabilität, die bei zementfreien Schäften durch poröse Oberflächen und Rippenstrukturen erreicht werden kann, hier durch den Knochenzement erlangt werden muss. Zementierte Schäfte müssen so konstruiert sein, dass sie Spannungsspitzen im Knochenzement vermeiden, da Überbelastungen zum Bruch des Zements führen können. Dieses wird durch relativ rigide Schäfte verwirklicht, die hauptsächlich Druckkräfte übertragen, welchen der Zement am besten standhält. Es lassen sich zwei zementierte Schaftkonzepte unterscheiden: zum einen Schäfte, die in einen dicken Zementmantel (1-7 mm, je nach Lokalisation) eingebettet werden und ein Nachsetzen gestatten. Sie verfügen über polierte Oberflächen. Zum anderen Schäfte, die in einen dünnen (0,5-1 mm) oder zweiteiligen Zementkörper implantiert werden und somit zum Teil an der Kortikalis anliegen. Diese Schäfte verfügen über eine fein gestrahlte Oberfläche. Ein Nachsetzen dieser Schäfte soll vermieden werden. Zementdicken von über 5 mm sollten, wegen der Wärmeentwicklung beim Aushärten des PMMAs, wenn möglich vermieden werden (Claes et al. 2012e).

Für zementfreie Schäfte werden überwiegend hochfeste Titan-Legierungen verwendet, welche flexibler als die zementierten Schäfte und somit näher am physiologischen Elastizitätsmodul des Femurs sind. Dadurch soll eine physiologische Krafteinleitung erreicht werden. Durch die Geometrie der Prothesenschäfte kommt es zu der Verklemmung der Schäfte an der Kortikalis, wodurch axiale, auf den Schaft wirkende Kräfte, als Druckkräfte auf den Knochen übertragen werden. Hierdurch wird die Primärstabilität der Prothese erreicht.

Bei der Verankerung gibt es drei Konzepte: die distale Verankerung, die proximale Verankerung und eine Mischung beider. Für die distale Verankerung bieten sich rund-poröse oder rund-sternförmige Querschnitte an, da sie eine räumlich reproduzierbare kortikale Verankerung ermöglichen. Die Kontaktstrecke zwischen Femur und Schaft muss lang genug sein um ein proximales Schwingen des Schaftes zu verhindern. Die proximale Verankerung bedient sich kürzerer, gebogener Schäfte, ebenfalls mit Rippenprofil und porösen Oberflächen, jedoch mit einer geringeren Verankerungslänge. Bei der kombinierten Verankerung wird sich einer intertrochantären Krafteinleitung bedient. Es werden kegelförmige Grundkörper verwendet, die sich mit Rippen sowohl kortikal als auch spongiös verankern (Claes et al. 2012b).

Des Weiteren lassen sich bei den Schäften ein anatomischer Schaft, welcher dem anatomischen intramedullären Kanal folgt, ein gerader Schaft, mit einer angenommen 3-Flächen-Verankerung und ein Bogenschaft, der nicht der Femurlängsachse, sondern einer Bogenlinie zwischen Schenkelhalswinkel und Femurachse folgt, unterscheiden. Eine weitere Unterscheidung kann in Kurz- und Langschaftprothesen erfolgen. Hierbei benötigen Kurzschaftprothesen eine gute Knochenqualität zur proximalen Verankerung und sollen eine möglichst physiologische Krafteinleitung ermöglichen. Langschäfte, wie sie auch in der Revisionsendoprothetik eingesetzt werden, können Defekte auch über längere Strecken überbrücken. Bei bestimmten Designs kann hierbei, zusätzlich zur *press-fit* Verankerung, noch eine distale statische oder dynamische Verschraubung des Schaftes vorgenommen werden.

In der zementfreien Revisionsendoprothetik an der Hüfte lassen sich die Prothesen in drei Punkten unterscheiden:

1. Monoblockimplantate oder modulare Revisionssysteme
2. Gerade Schäfte oder kurvierter Schäfte
3. Schäfte mit proximaler Fixation oder Schäfte mit distaler Fixation.

Heutzutage sind die meisten verwendeten Revisionsprothesen modulare Prothesen, die eine bestmögliche individuelle Anpassung an den Patienten gewährleisten. Zu den Vorteilen von geraden oder kurvieren Schäften fehlen zurzeit noch aussagekräftige Daten. Die Verankerungsart dieser Schäfte ist auch von der Implantationstechnik abhängig. So wurde bei endofemoral implantierten Schäften eine 3-Flächen-Fixation

festgestellt, bei der an keiner Stelle ein 100%iger, zirkumferenter Kontakt des Schaftes mit dem Femur garantiert ist. Bei transfemoral implantierten geraden sowie kurvierten Schäften kam es hingegen zu einer distalen, zirkulären Fixation (Fink et al. 2005).

2.2.2 Distales Femur

Die femoralen Implantatdesigns bei Knieendoprothesen sind recht vielfältig. Bei unikondylären Knieprothesen werden nur das laterale oder das mediale tibiofemorale Kompartiment ersetzt. Die Implantation kann sowohl zementiert als auch unzementiert erfolgen, wobei beide Möglichkeiten gute klinische Ergebnisse erzielen (Campi et al. 2016). Eine Einsatzmöglichkeit ist z.B. ein einseitiger Arthroseprozess am Tibiofemoralgelenk. Für den Gesamtoberflächenersatz am Femur stehen verschiedene Designs zur Verfügung, die sowohl kreuzbänderhaltend oder unter Verlust der Kreuzbänder eingesetzt werden können. Interkondylär stabilisierte Knieendoprothesen mit Schaft, wie die Constrained-Condylar-Knieprothese oder Rotating-hinge Prothesen, werden nur selten bei Primäroperationen eingesetzt (z.B. bei ausgeprägten Valgusdeformitäten). Ihr hauptsächliches Einsatzgebiet liegt in der Revisionsendoprothetik, in der Schäfte sowohl für die tibiale als auch für die femorale Komponente im Allgemeinen empfohlen werden (van Loon et al. 2000, van Lenthe et al. 2002, Shannon et al. 2003, Bertin et al. 1985, Fehring et al. 2003). Es werden sowohl zementierte Schäfte als auch unzementierte *press-fit* Schäfte verwendet (Wirtz 2011). Für die Primäroperation werden üblicherweise, aufgrund der klinischen Erfahrung, zementierte Implantate verwendet, auch wenn es bis jetzt keine Evidenz für einen besseren Outcome gegenüber unzementierten Prothesen gibt (Matassi et al. 2013).

2.3 Schaftfixation

Zu dem klinischen Outcome zementfreier (Revisions-) Endoprothesen am Femur gibt es bereits mehrere große Studien (Kang et al. 2008, Kwong et al. 2003, Lindahl 2007, Lindahl et al. 2006, Rodriguez et al. 2009, Tamvakopoulos et al. 2007, Weiss et al. 2011b, Weiss et al. 2011a, Weiss et al. 2009, Wood et al. 2009). Dagegen sind Studien zur Biomechanik und Primärstabilität der Prothesen eher rar. (Bougherara et al. 2010, Zdero et al. 2012).

In einer Studie von 1995 wurde dargestellt, dass die Torsionsstabilität unzementierter Hüftprothesen verschiedener Designs signifikant schlechter ist, als die zementierter,

abgesehen von einem Schaft mit einem „sternförmigen“ Querschnitt (Kendrick et al. 1995). Ferner wird beschrieben, dass bei Revisionsoperationen Schäfte mit einem größeren Durchmesser eine bessere Rotationsstabilität besitzen (Meneghini et al. 2006). Auch Schäfte, die initial mit einer Migrationstendenz in den intramedullären Kanal eingebracht werden, sind, sobald sie vertikal belastet werden, rotationsstabil, jedoch erst nach einem Absinken des Prothesenschaftes. Diese Belastung soll nach Möglichkeit früh postoperativ mit geschulten Physiotherapeuten erfolgen, bevor die Osseointegration einsetzt, da anderenfalls bereits gebildete Knochenbrücken wieder abreißen können und somit das Erreichen der Sekundärstabilität verzögert wird (Kannan et al. 2014). Bei femoralen Prothesen spielen bei der Belastung neben dem Körpergewicht auch die Knochenqualität und das femorale Offset eine Rolle. Je größer der Knochendefekt und das femorale Offset sind, desto mehr wird die Prothese bei Bewegung beansprucht. Doch auch bei schlechtesten Voraussetzungen (Offset 44 mm, ausgedehnter Knochendefekt) sind die wirkenden Kräfte, laut Heller et al., unter Alltagsbedingungen für die Prothesen verkraftbar. Es traten dabei Spitzenbelastungen am Implantat von bis zu 225 MPa auf, welche deutlich unter dem angegebenen Materialermüdungslevels von 450 MPa des verwendeten Wagner SL Schaftes lagen (Heller et al. 2011).

Bei einem Vergleich aus dem Jahr 2012 von vier Knie-Revisionsschäften konnte außerdem eine lineare Beziehung zwischen der Femur-Schaft-Kontaktfläche (Interfacefläche) und der axialen sowie der torsionalen Steifigkeit nachgewiesen werden, auch wenn diese eher schwach ausfiel. Weiterhin wurde eine inverse lineare Beziehung zwischen der Interfacefläche und der lateralen Steifigkeit der Implantate beschrieben (Zdero et al. 2012).

Grundsätzlich gilt die unzementierte Prothesenverankerung bei Revisionseingriffen am proximalen Femur als Goldstandard. Am distalen Femur zeigen sowohl zementierte als auch zementlose Schäfte einen ähnlichen Outcome, wobei das Ergebnis bei beiden Operationsverfahren schlechter ist, als das am proximalen Femur (Berry 1999, Inglis und Walker 1991, Lindahl 2007). Bei Revisionseingriffen nach periprothetischen Frakturen soll möglichst auf eine unzementierte Prothesenverankerung zurückgegriffen werden, da der Knochenzement in den Bruchspalt gelangen und somit die Frakturheilung stören kann. Bei schlechter

Knochenqualität kann die Verwendung von Knochengrafts in Betracht gezogen werden (Bono und Scott 2005).

2.4 Indikation zur Revisionsoperation

Die Indikationen zum Wechsel von Prothesen sind vielfältig. Die Wichtigsten sind aseptische Lockerung, rezidivierende Luxationen, Implantatinfektion, Implantatbruch, symptomatische Allergie, Implantatfehlpositionierung, Abrieb und periprothetische Frakturen (Claes et al. 2012a). Die Häufigkeiten der Indikationen beim Hüftgelenkersatz sind in Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: Ursachen von Revisionsoperationen nach künstlichem Hüftgelenkersatz und relative Häufigkeit (Diehl et al. 2010)

| Ursache der Revisionsoperation | Häufigkeit |
|--------------------------------|------------|
| aseptische Lockerung | 59,7% |
| Luxation | 11,1% |
| tiefe Infektion | 8,7% |
| periprothetische Fraktur | 6,9% |
| technische Fehler | 3,2% |
| Implantatbruch | 1,4% |
| Schmerzen | 1,0% |
| verschiedene Ursachen | 8,0% |

2.5 Klassifikation und Versorgung periprothetischer Femurfrakturen

2.5.1 Proximales Femur

Periprothetische Frakturen am proximalen Femur werden nach der Vancouver-Klassifikation eingeteilt (Duncan und Masri 1995). Die Klassifikation ist in Tabelle 2 dargestellt.

Tabelle 2: Vancouver Klassifikation (Duncan und Masri 1995)

| Vancouver-Klassifikation | Beschreibung |
|--------------------------|--|
| Ag | Fraktur des Trochanter major (greater trochanter) |
| Al | Fraktur des Trochanter minor (lesser trochanter) |
| B1 | Fraktur um die Prothese mit fester Prothese |
| B2 | Fraktur um die Prothese mit lockerer Prothese |
| B3 | Fraktur um die Prothese mit lockerer Prothese und schlechter Knochenqualität |
| C | Fraktur distal des Prothesenschaftes |

Generell werden intra- und postoperative Frakturen unterschieden. Die Inzidenz der intraoperativen Frakturen liegt bei der Erstimplantation von zementierten Schäften zwischen 0,1-1 % und bei unzementierten Schäften bei bis zu 5,4 %. Bei Revisionsoperationen liegt die Inzidenz, mit bis zu 3,6 % bei unzementierten und mit bis zu 20,9 % bei zementierten Schäften, höher (Berry 1999).

Die Inzidenz der postoperativen Frakturen wurde bei Erstoperation von der Mayo-Clinic, sowohl bei zementierten als auch bei unzementierten Prothesen, im Bereich von 0,4 % bis 1,1 %, bei Revisionsoperationen mit 1,5 % bis 4 % angegeben (Berry 1999, Lewallen und Berry 1998, Lindahl 2007, Lindahl et al. 2005, Meek et al. 2011, Morrey und Kavanagh 1992). Risikofaktoren postoperativer periprotehtischer Frakturen sind: das weibliche Geschlecht, ein Patientenalter über 81 Jahre, eine stattgefunden Revisionsoperation sowie rheumatoide Arthritis und Osteonekrose. Als einziger protektiver Faktor wurde eine Osteoarthritis beschrieben, was vermutlich mit der schmerzbedingten verminderten Mobilität und der somit verminderten Traumagefährdung der Patienten zu erklären ist (Zhu et al. 2015).

Proximale periprotehtische Femurfrakturen müssen, abgesehen von einer nicht dislozierten Vancouver A Fraktur, grundsätzlich operativ behandelt werden. Die Versorgung von Typ B1 und C Frakturen, also periprotehtischen Frakturen mit stabilen Prothesen, erfolgt durch eine winkelstabile Plattenosteosynthese. Frakturen mit gelockerter Prothese vom Typ B2 und B3 werden in aller Regel mit einer Revisionsprothese versorgt (Faschingbauer et al. 2014, Hagel et al. 2014). Um eine

ausreichende Fixierung zu erhalten, soll der Schaft die Fraktur um mindestens zwei Femoraldurchmesser überragen (Tsiridis et al. 2007). Bei der Revision finden sich sowohl für zementierte als auch für unzementierte Prothesen gute Ergebnisse. Jedoch gibt es Hinweise, dass aufgrund einer Ausweitung, Ausdünnung und Sklerosierung der Prothesenlager unzementierte Schäfte die bessere Alternative sind und mit einer niedrigeren Revisionsrate assoziiert sind, weshalb sie als Goldstandard gelten (Lindahl et al. 2006, Springer et al. 2003, Paprosky et al. 1999, Salemyr et al. 2008). Die gebräuchliche distale Verankerung der zementlosen Revisionsarthroplastik basiert auf der langjährigen Erfahrung und Studien zum Wagner-SL Schaft (Wagner und Wagner 1993).

2.5.2 Distales Femur

Periprothetische Frakturen am distalen Femur werden anhand der Klassifikation nach Lewis und Rorabeck eingeteilt (Tab. 3) (Rorabeck und Taylor 1999).

Tabelle 3: Klassifikation nach Lewis und Rorabeck (Rorabeck und Taylor 1999)

| Rorabeck-Klassifikation | Beschreibung |
|-------------------------|---|
| Typ I | undislozierte Fraktur mit fester Prothese |
| Typ II | dislozierte Fraktur mit fester Prothese |
| Typ III | undislozierte oder dislozierte Fraktur mit gelockerter Prothese |

Da bei der Erstimplantation von Knieprothesen normalerweise kein Schaft eingebracht wird, sind die auftretenden Frakturen fast ausschließlich postoperativ. Die Inzidenz schwankt, je nach Studie werden zwischen 0,3 % (Ritter et al. 1988) und 2,5 % (Su et al. 2004) angegeben. Bei Revisionsoperationen beträgt die Inzidenz intraoperativ 1 % (Cipriano et al. 2013) und postoperativ bis zu 38 % (Inglis und Walker 1991).

Das grundsätzliche Verfahren zur Versorgung distaler periprothetischer Femurfrakturen entspricht dem der Proximalen. Solange die Prothese einen festen Sitz hat, kann die Fraktur bei einer Prothese, die den Interkondylarraum verlegt (closed-box), mit einer winkelstabilen Plattenosteosynthese versorgt werden. Bei einem Primärprothesendesign mit freiem Interkondylarraum (open-box) bietet sich die Verwendung eines retrograden Verriegelungsmarknagels an. Bei einer gelockerten

Prothese ist generell ein Wechsel der Prothese indiziert (Johnston et al. 2012, Mittlmeier et al. 2005, Ruchholtz et al. 2013). Eine Empfehlung für zementierte oder unzementierte Revisionsendoprothesen am distalen Femur kann nach aktueller Studienlage nicht gegeben werden, da beide gleich gute Ergebnisse zeigen (Wang et al. 2016). Jedoch ist das Risiko einer erneuten periprothetischen Fraktur mit 6,3 % bis zu 38 % nach distalen Revisionseingriffen höher, als bei proximalen (Inzidenz 4 %) (Berry 1999, Inglis und Walker 1991, Lindahl 2007). Indessen kann es bei sehr distalen Frakturen, in definierten Fällen, auch sinnvoll sein, eine Revisionsendoprothese einzusetzen, wenn die femorale Komponente nicht gelockert ist. Wenn als Primärprothese eine nicht kreuzbänderhaltende closed-box-Knie-TEP eingesetzt wird, muss oft viel Kortikalis am Knochen abgetragen werden, sodass Verankerungsmöglichkeiten für Osteosyntheseplatten fehlen. In diesem Fall kann eine neue Prothese mit einem, die Fraktur überbrückenden, unzementierten Schaft auch bei festem Prothesensitz eine Option sein (Jeavons et al. 2012).

2.5.3 Unified Classification System (UCS)

2013 stellten Duncan und Haddad das, für die *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* (AO) entworfene, Unified Classification System vor, welches die Klassifikation und somit die Behandlung aller periprothetischen Frakturen vereinheitlichen und vereinfachen soll (Duncan und Haddad 2014).

Die Einteilung erfolgt zuerst nach der Art der Fraktur. Typ A Frakturen bezeichnen dabei die Fraktur einer Apophyse oder einer Protuberantia an der eine oder mehrere Weichteilstrukturen inserieren bzw. eine extra-/periartikuläre Fraktur. Eine Typ B Fraktur entspricht einer Fraktur, die das Prothesenbett oder den die Prothese direkt umgebenden Knochen betrifft. Dieser Frakturtyp wird weiter in Typ B1-B3 unterteilt. Hierbei beschreibt eine Typ B1 Fraktur ein stabiles Implantat mit guter Knochenqualität, eine Typ B2 Fraktur ein gelockertes Implantat mit guter Knochenqualität und eine Typ B3 Fraktur eine gelockerte Prothese mit schlechter Knochenqualität bzw. mit Knochendefekt. Eine Typ C Fraktur bezeichnet eine Fraktur, die zwar den prothesentragenden Knochen betrifft, jedoch in einem Abstand zu der Prothese verläuft. Als Typ D Frakturen werden Frakturen von Knochen beschrieben, die zwei Prothesen tragen, zum Beispiel eine Femurschaftfraktur nach Hüft- und Knie-TEP. Als Typ E Frakturen werden Frakturen bezeichnet, die zwei Knochen betreffen, die durch eine Prothese artikulieren, wobei die häufigste Fraktur die des Femurs und

des Acetabulums nach Hüft-TEP darstellt (Duncan und Haddad 2014). Die Typ F Fraktur beschreibt die Fraktur einer Gelenkfläche, welche selber nicht ersetzt wurde, aber direkt mit einer Prothese artikuliert, zum Beispiel eine Patellafraktur nach Knie-Prothese, bei welcher die Patella-Rückfläche nicht ersetzt wurde. Eine Übersicht über das UCS für Frakturen am Femur gibt Tabelle 4.

Tabelle 4: Beispiel des UCS am proximalen und distalen Femur (Duncan und Haddad 2014)

| Typ | | proximales Femur | distales Femur |
|-----|----|--|--|
| A | A1 | Trochanter major | Lateraler Epikondylus |
| | A2 | Trochanter minor | Medialer Epikondylus |
| B | B1 | Stabiles Implantat, guter Knochen | Stabiles Implantat, guter Knochen |
| | B2 | Gelockertes Implantat, guter Knochen | Gelockertes Implantat, guter Knochen |
| | B3 | Gelockertes Implantat, schlechter Knochen oder Knochendefekt | Gelockertes Implantat, schlechter Knochen oder Knochendefekt |
| C | | Distal des Implantats und des Zementmantels | Proximal des Implantats und des Zementmantels |
| D | | Zwischen Hüft- und Knie-TEP, näher an der Hüfte | Zwischen Hüft- und Knie-TEP, näher am Knie |
| E | | Becken und Femur | Femur und Tibia / Patella |
| F | | - | Fraktur eines Femurkondylus, der mit einer tibialen Hemiprothese artikuliert |

Die Behandlungsoptionen können anhand dieser Klassifikation abgewogen werden. Bei Typ A Frakturen kann, je nach beteiligten Strukturen, sowohl eine konservative als auch eine operative Therapie in Betracht gezogen werden, wobei besonders auf die Rolle der beteiligten Weichteilstrukturen an der Gelenkfunktion geachtet werden soll. Eine Typ B1 Fraktur kann, wenn möglich, mit einer Osteosynthese versorgt werden. Bei Typ B2 oder B3 Frakturen soll immer eine Revision sowie eine eventuell nötige, komplexe Rekonstruktion des Knochens erfolgen. Wenn die Typ C Fraktur in einem ausreichenden Abstand zu der einliegenden Prothese lokalisiert ist, kann die Therapie analog zur Frakturversorgung bei nicht einliegender Prothese erfolgen. Bei Typ D Frakturen soll immer als erstes die Auswirkung der Fraktur auf die Prothesen analysiert und danach die Therapie ausgerichtet werden. Falls für beide Prothesen eine Typ C Fraktur vorliegt, kann auch eine Versorgung mit Osteosynthese die Therapie der Wahl sein, ohne dass man die Integrität der Prothesen stören muss. Bei Typ E Frakturen soll eine sogenannte block-out Analyse der Frakturen stattfinden (d.h. jede Fraktur zuerst für sich in Relation zu der Prothese betrachtet werden) um dann einen Behandlungsplan aufzustellen. Typ F Frakturen können abhängig von ihrer Lokalisation zum Teil konservativ oder operativ mit Einsetzen einer Totalendoprothese behandelt werden.

2.6 Defektklassifikation am Femur

Aus verschiedenen Gründen, wie zum Beispiel stress shielding, Infektionen oder nach Trauma, kann es bei einliegender Prothese zu Knochendefekten kommen, welche im Management der Revisionsendoprothetik beachtet werden müssen.

2.6.1 Proximales Femur

Die etablierte Einteilung am proximalen Femur ist die Paprosky-Klassifikation, welche neben der Einteilung auch eine Therapieempfehlung gibt (Tab. 5) (Della Valle und Paprosky 2004).

Tabelle 5: Paprosky-Klassifikation (Della Valle und Paprosky 2004)

| Paprosky-Klassifikation | | Beschreibung | Therapieempfehlung |
|-------------------------|---|---|---|
| Typ 1-Defekt | | Minimale Läsion des metaphysären Knochens mit intakter Diaphyse | Zementfreie oder zementierte Revision möglich |
| Typ 2-Defekt | | Ausgedehnter metaphysärer Defekt mit intakter Diaphyse | Zementfreie, distal verankerte Revisionsendoprothese |
| Typ 3-Defekt | A | Schwerer proximaler femoraler Defekt mit einem mindestens 4 cm langen Abschnitt von intakter Kortikalis im Isthmus des Femurs | Im Isthmus verankerte, zementfreie Revisionsprothese ausreichender Länge, ggf. Defektauffüllung mit Knochengrafts |
| | B | Schwerer proximaler femoraler Defekt mit zusätzlicher Zerstörung des Isthmus und <4 cm intakter Kortikalis | Lange, zementfreie Revisionsprothese mit Verankerung distal des Isthmus, zusätzlich Defektfüllung mit Knochengrafts |
| Typ 4-Defekt | | Defekt der gesamten Diaphyse | Implantation von Spezialprothesen (z.B. Durchsteckprothesen) und zusätzliche Defektfüllung mit Knochengrafts |

2.6.2 Distales Femur

Die bekannteste und etablierte Klassifikation der Knochendefekte am Knie bei einliegender Endoprothese ist die AORI (Anderson Orthopedic Research Institut)-Klassifikation nach Engh (Engh und Ammeen 1999). Tabelle 6 stellt die AORI-Klassifikation für das distale Femur dar.

Tabelle 6: AORI Klassifikation (Engl und Ammeen 1999)

| AORI-Klassifikation | | Beschreibung |
|---------------------|-----|--|
| Schweregrad F1 | | Intakter kortikaler Rand bei tragfähigen spongiösen Knochen |
| Schweregrad F2 | F2a | Schwerer metaphysärer Defekt mit Proximalwanderung eines Femurkondylus |
| | F2b | Schwerer metaphysärer Defekt mit Proximalwanderung beider Femurkondylen |
| Schweregrad F3 | | Schwerer Knochensubstanzdefekt mit massiver Femurkomponentenwanderung nach proximal und Verlust der Bandansätze an einem oder beiden Femurkondylen |

3 Ziele der Arbeit

Diese Arbeit befasst sich mit dem biomechanischen Vergleich proximaler und distaler zementfreier Revisionsschäfte am Femur. Aufgrund des unterschiedlichen geometrischen Querschnitts des proximalen und des distalen Femurs sind verschiedene Verankerungsmöglichkeiten zu erwarten. Dabei sollen folgende Fragestellungen überprüft werden:

1. Fixationsunterschiede von verschiedenen Schaftdesigns nach zementfreier, endofemoraler Implantation, insbesondere in Hinsicht auf eine eventuelle 3-Flächen- oder konische Fixierung sowie deren biomechanische Stabilität.
2. Analyse der zementfreien, endofemoralen Verankerung am distalen, ovalen Femur.
3. Vergleich der endofemoralen Fixation am proximalen und distalen Femur mit besonderer Rücksicht auf die geometrischen Unterschiede.

Ziel dieser Arbeit ist es zu prüfen, ob sich bei proximalen Prothesen durch die runde Geometrie des proximalen Femurs ein größeres Stem-Bone-Interface ergibt und somit eine höhere Migrationsresistenz entsteht als am distalen Femur. Des Weiteren soll die Art der Verankerung verschiedener, sich im klinischen Alltag bewährter Schäfte analysiert und verglichen werden.

4 Methodik

4.1 Kunstknochen

Für die biomechanische Analyse wurden die Prothesenschäfte in Kunstknochen der Firma Sawbones, Pacific Research Company, Vashon, WA, USA, eingebracht. Verwendet wurden Kunstknochen der Größe ‚M‘ (#3403), der vierten Generation. Die Kortikalis des Kunstknochens besteht aus einer Mixtur von Fiberglas und Epoxidharzen, die Spongiosa aus Polyurethan Hartschaum. Der CCD-Winkel beträgt 135° , der äußere Durchmesser 27 mm und der innere Durchmesser 13 mm. Die weiteren Abmessungen des Knochens können der Abbildung 3 entnommen werden. Die Knochen sind dem linken Femur eines ca. 90 kg schweren, 183 cm großen, männlichen, gesunden Erwachsenen unter 80 Jahren nachempfunden (Gardner et al. 2010, Heiner und Brown 2001). Die biomechanischen Eigenschaften sind mit denen eines gesunden Knochens vergleichbar, jedoch sind bei Kunstknochen die interexemplarischen Eigenschaften ähnlicher und dadurch besser vergleichbar als bei

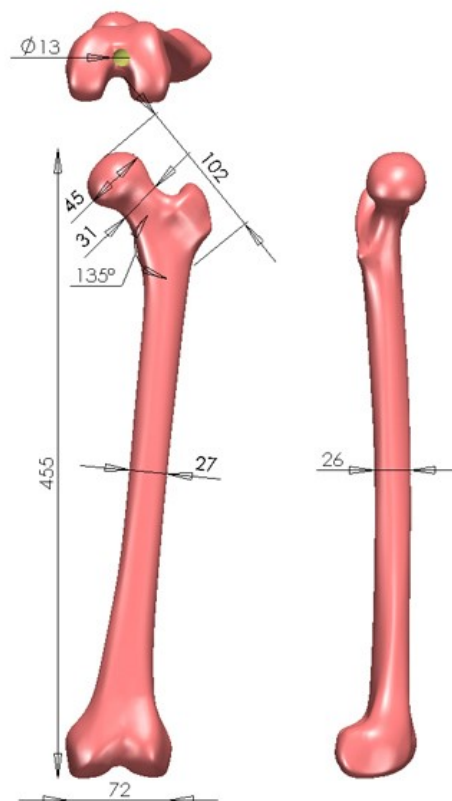


Abbildung 3: Abmessungen des verwendeten Kunstknochens (alle Angaben in mm).
(Quelle: offizielle Sawbone Website;
<https://www.sawbones.com/products/biomechanical/composite-bones/femur-medium-left-4th-generation-composite.html>, 23.10.2017)

anatomischen Präparaten (Cristofolini et al. 1996, Gardner et al. 2010, Heiner 2008, Heiner und Brown 2001). Zudem wurden die gleichen Modelle in verschiedenen anderen, biomechanischen Studien verwendet (Jones et al. 2015, Wilkens et al. 2008, Zdero et al. 2009, Zdero et al. 2012).

4.2 Verwendete Prothesenschäfte

Alle unten beschriebenen Prothesen werden klinisch erfolgreich verwendet und zeigen exzellente Ergebnisse (Bistolfi et al. 2013, Fink et al. 2014, Karrholm 2015, Kim und Kim 2009, Kim et al. 2015, Rodriguez et al. 2014, Sanguineti et al. 2014).

4.2.1 Kniegelenksprothesen

4.2.1.1 LINK Endo-Modell-M (konischer Schaft)

Bei dem Endo-Modell-M der Firma LINK, Hamburg, handelt es sich um eine modulare Rotations-Kniegelenksendoprothese mit Knochenersatzsegmenten, die sowohl zur Primärimplantation als auch für Revisionsoperationen verwendet werden kann. Die Prothese erlaubt eine Flexion des Kniegelenkes von bis zu 145° sowie eine Hyperextension von 2°. Darüber hinaus soll durch eine besondere Form des tibialen Plateaus eine physiologische Rotation im Gelenk möglich sein. Durch diese besondere Formgebung soll außerdem eine elastische Kraftübertragung am Kniegelenk erfolgen, wodurch die einwirkenden Rotationsmomente an der Grenzschicht Knochen - Prothesenschaft verringert werden sollen. Die femorale Komponente hat eine physiologische Valgusstellung von 6°. Die Prothesenschäfte sind mit einer zementfreien oder zementierten Verankerung in den Längen 50 mm bis 280 mm in verschiedenen Formen erhältlich, wobei die Schäfte zur zementfreien Implantation mit einer Längsstruktur versehen sind. Für die zementierte Verankerung werden die Schäfte aus Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen gefertigt; die Schäfte für die zementfreie Verankerung aus Tilastan®, einer Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung mit einer porösen Oberfläche, die die Osseointegration verbessern soll. Die Befestigung der Schäfte an den Gelenkkomponenten erfolgt über eine Konusverbindung sowie mit zwei sich gegenüberliegenden Zapfen, die für die Rotationsstabilität zuständig sind. In dieser Arbeit wurde ein 160 mm langer, konischer Schaft mit zementfreier Verankerung verwendet (Abb. 4). Der Durchmesser beträgt distal (A in Abb. 4) 16 mm und proximal (B in Abb. 4) 10 mm. Das Überleben mit dieser

Prothese mit Revisionsoperation als Endpunkt wird nach 5 Jahren mit 93,3 % und nach 10 Jahren mit 80,4 % angegeben (Bistolfi et al. 2013, Sanguineti et al. 2014).

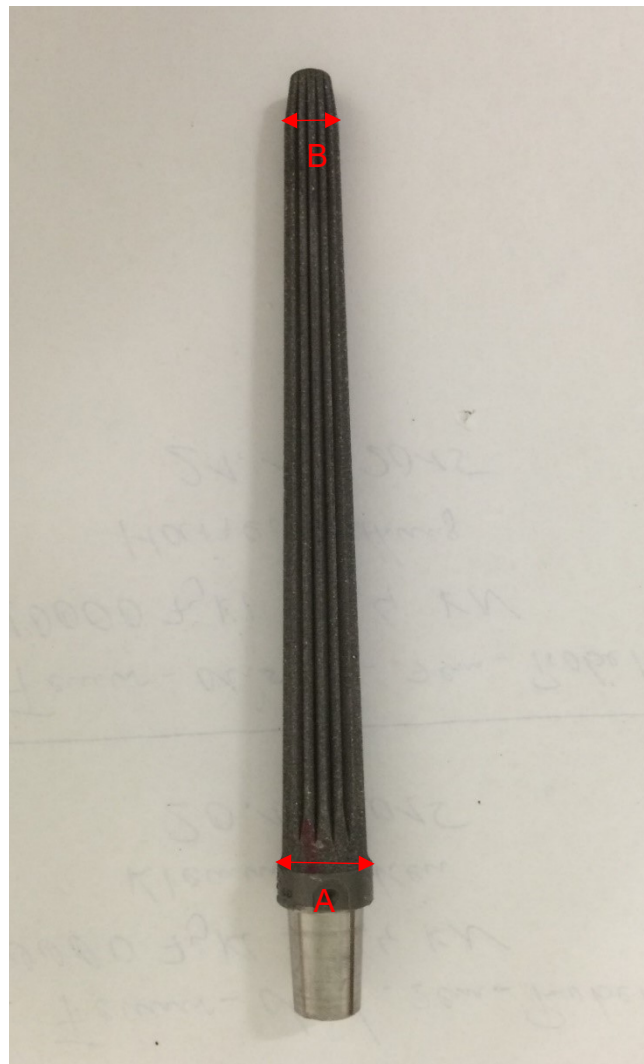


Abbildung 4: Verwendeter Schaft der LINK Endo-Modell-M Prothese. A: 16 mm, B: 10 mm

4.2.1.2 Zimmer Nexgen Legacy Constrained Condylar Knee (LCCK) (zylindrischer Schaft)

Die Nexgen Legacy Constrained Condylar Knee-Prothese (LCCK) der Firma Zimmer Biomet, Warsaw, IN, USA, ist eine modulare Knie-Endoprothese für erschwerte Primärimplantationen oder Revisionsoperationen. Die Anwendungsbereiche sind Patienten mit unzureichender mediolateraler, anterioposteriorer oder varus-/valgus-Bandfunktion. Durch verfügbare Augmente sowohl für die femorale als auch die tibiale Komponente ist die Prothese auch für Patienten mit größeren Knochendefekten geeignet. Durch eine enge Passung zwischen Gleitzäpfchen und Box wird die erforderliche Stabilität geboten, sodass die varus-/valgus-Bewegung auf $\pm 1,25^\circ$ und

die Rotation auf $\pm 2^\circ$ eingeschränkt wird. Mit dem System ist theoretisch eine Flexion von über 120° möglich. Die Prothese ist Teil von Zimmers Nexgen®-Familie, die untereinander kompatibel sind. Es stehen als Verlängerungsschäfte für die zementierte Version gerade und offset Schäfte zur Verfügung, für die unzementierte Version nur gerade Schäfte. Die Schäfte zur zementfreien Implantation sind dabei mit mehreren Längsrippen versehen, um eine Rotationsstabilität des Schaftes im Markraum zu gewährleisten. Sowohl die zementierten als auch die unzementierten Schäfte bestehen aus Tivanium®, einer Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung. Für die vorliegenden Versuche wurde ein zementfreier Schaft mit einer Länge von 130 mm, einem Durchmesser von 14 mm und einer zylindrischen Form gewählt (Abb. 5). Die 10-Jahres-Überlebensrate nach Implantation einer LCCK-Revisionsprothese mit erneuter Revisionsindikation oder radiologischem Versagen als Endpunkt beträgt 96%, die 16-Jahres-Überlebensrate 94,7% mit Lockerung als Endpunkt und 92% mit Revisions-OP als Endpunkt (Kim et al. 2015, Kim und Kim 2009).



Abbildung 5: Verwendeter Schaft des Zimmer Nexgen Legacy Constrained Condylar Knee. Abb. mit freundlicher Genehmigung der Firma Zimmer Biomet.

4.2.2 Hüftgelenksprothesen

4.2.2.1 LINK MP Rekonstruktionsprothese (geknickter Schaft)

Die MP Rekonstruktionsprothese der Firma LINK, Hamburg, ist eine modulare zementfreie Revisionshüftprothese mit distaler Verankerung, deren Hauptanwendungsgebiet die Revision bei gelockerten Prothesen und ausgedehnten proximalen Knochendefekten ist, wie es auch bei periprothetischen Femurfrakturen der Fall sein kann. Das Implantat besteht aus vier Teilen: dem Schaft, dem Kopf-Hals-Segment, der Verbindungsschraube sowie dem Prothesenkopf. Zusätzlich können zwischen Schaft und Kopfhalssegment 10 mm oder 20 mm Zwischenringe eingesetzt werden.

Der Prothesenschaft besteht, ebenso wie bei der Endo-Modell-M-Prothese, aus Tilastan® und besitzt eine konische Form. Die Beschichtung des Schaftes besteht wahlweise aus einer mikroporösen Oberfläche mit einer Porengröße von 70 µm oder aus Calciumphosphat zur besseren Osseointegration. Weiterhin verfügt der Schaft über 8-10 Längsriefen, die sich in die Kortikalis einschneiden und somit eine Erhöhung der Rotationsstabilität garantieren sollen. 100 mm distal des Kopf-Hals-Segments besitzt der Schaft eine Abwinkelung von 3°, welche die Implantation erleichtern und Rotationskräften entgegenwirken soll. Von diesem Design sind anatomische Schäfte zu unterscheiden, die zum Ziel haben, den anatomischen Markraum möglichst passgenau auszufüllen und somit ein Helitorsions-Design besitzen, durch welches sich der Schaft in das Femur einschrauben soll.

Die Verbindung von Kopf-Hals-Segment und Prothesenschaft erfolgt über eine Konussteckverbindung sowie eine Stirnverzahnung, die mit einer Verbindungsschraube gesichert werden. Diese Verbindung ist bei der MP-Prothese weiter proximal als bei anderen Prothesen, was eine Verkürzung des Hebelarms bewirkt und somit den Schaft einer geringeren Biegebelastung aussetzen soll. Die einzelnen Module der Prothese sind in vielen verschiedenen Ausführungen erhältlich: die Kopf-Hals-Teile gibt es in 35 mm und 65 mm Ausführung ohne Kragen sowie als 35mm und 65mm XXL-Ausführung mit längerem Konus, mit und ohne Kragen. Die CCD-Winkel betragen 126° oder 135°. Die Schäfte sind in den Längen 160 mm, 180 mm, 210 mm, 250 mm, 290 mm und 330 mm erhältlich, wobei sich die Abwinkelung jeweils an derselben Stelle befindet.

Für die vorliegenden Versuche wurde ein 210 mm langer Schaft mit einem proximalen Durchmesser von 14 mm (A in Abb. 6) und einem distalen Durchmesser von 12 mm (B in Abb. 6) verwendet. Darauf wurde ein 65 mm Kopf-Hals-Teil ohne Kragen mit einem CCD-Winkel von 126° befestigt (Abb.6).

Die klinischen Ergebnisse zeigen ein 10-Jahres-Überleben der MP-Rekonstruktionsprothese von 88,5 % mit Re-Operation als Endpunkt und von 95,6 % mit Re-Revision als Endpunkt (Rodriguez et al. 2014). In Schweden ist der MP-Rekonstruktionsschaft mit 42,3 % der am häufigsten verwendete unzementierte Revisionsschaft (Karrholm 2015).

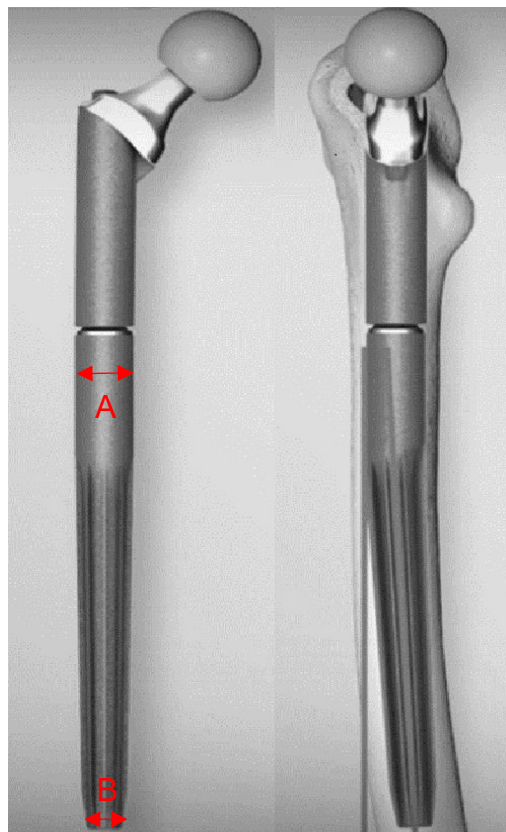


Abbildung 6: Verwendete LINK MP Rekonstruktionsendoprothese., A: 14 mm, B: 12 mm, Abb. mit freundlicher Genehmigung der Firma LINK.

4.2.2.2 Zimmer Revitan Straight (gerader Schaft)

Bei dem Revitan Straight System der Firma Zimmer, Warsaw, IN, USA, handelt es sich um eine zweiteilige, modulare Revisionshüftendoprothese mit geradem Schaft und distaler Verankerung. Das System besteht aus einer proximalen und einer distalen Komponente sowie einem Verbindungssystem. Die proximale Komponente gibt es in

zwei Versionen: einer Konischen und einer Zylindrischen. Der CCD-Winkel beträgt 135° und der Offset 44 mm. Der distale, gerade Prothesenschaft ist in den Längen 140 mm, 200 mm und 260 mm mit Durchmessern von 14 mm bis 28 mm erhältlich. Die Schäfte verfügen über 8 Längsrippen. Die konischen Schäfte haben eine Hüllkurve von 2° , der konische Bereich hat, bei einer Implantatlänge von 200 mm, eine Länge von 120 mm. Der 1989 entwickelte Verbindungskonus hat seine Stabilität, laut Hersteller, in der langen klinischen Erfahrung bestätigt. Durch diesen Verbindungskonus wird es ermöglicht, die Antetorsion der proximalen Komponente von -40° bis $+40^\circ$ einzustellen. Die femoralen Schäfte werden aus Protasul®-100 gefertigt, einer Titan-Aluminium-Niob Legierung.

Um eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat zu erlangen, ist eine 3-Flächen-Fixierung des Schaftes zu vermeiden, da diese auch mit einer höheren Revisionsrate verbunden ist (de Menezes et al. 2012). Zwar gibt es Prothesenschäfte welche die Krümmung des Femurs nachvollziehen, jedoch folgt dieses Modell der Auffassung, dass es einfacher ist, ein gerades Femur zu erhalten, als einen gekrümmten Schaft passgenau auszuwählen und einzusetzen, weswegen es bei starker Krümmung des Femurs nötig sein kann, eine Osteotomie durchzuführen. Durch die konische Form sowie die Längsrippen soll eine ausreichende Verankerung des Prothesenschaftes im Knochen und somit eine gute primäre Axial- und Rotationsstabilität gewährleistet werden.

In den vorliegenden Versuchen wurde ein zylindrisches proximales Element mit 55 mm Länge und ein 200 mm langer distaler Schaft mit einem proximalen Durchmesser von 14 mm (A in Abb.7) und einem distalen Durchmesser von 12 mm (B in Abb.7) verwendet (Abb. 7).

Das 5-Jahres-Überleben mit Revisionsoperation als Endpunkt beträgt für den Revitan Schaft 94,6 % (Fink et al. 2014). In Schweden belegt dieser Schaft mit einem Anteil von 17 % Platz drei der am häufigsten in Schweden verwendeten unzementierten Revisionschäfte am proximalen Femur (Karrholm 2015).



Abbildung 7: Verwendeter Schaft der Zimmer Revitan Straight Prothese. A: 14 mm, B: 12 mm. Abb. mit freundlicher Genehmigung der Firma Zimmer Biomet.

4.3 Biomechanische Testung

Bei dem, für die Versuche eingesetzten, Axial-/Torsions-Ermüdungsprüfsystem 8874 der Firma Instron GmbH, Düsseldorf, handelt es sich um ein biaxiales, servohydraulisches Tischermüdungsprüfsystem mit einem kombinierten dynamischen Zylinder für Axial- und Torsionsbelastung. Die maximale Kapazität der Axialkraft beträgt ± 25 kN mit einer Auflösung von 0,1 N, die Torsionskapazität ± 100 Nm, jeweils mit einer Genauigkeit von $\pm 0,5$ % (Abb. 8). Die Ergebnisse wurden durch die FastTrack Console Software (Instron GmbH, Düsseldorf) aufgenommen und als Microsoft Excel Datei ausgegeben

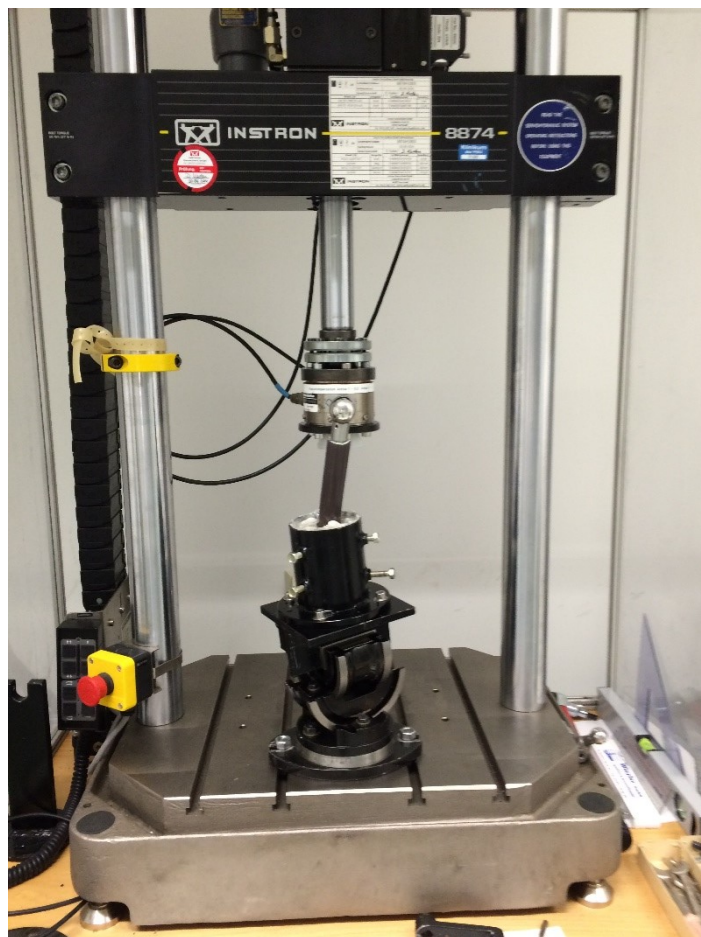


Abbildung 8: Verwendetes Tischermüdungsprüfsystem Instron 8874.

Zur Vorbereitung der Knochen wurde eine suprakondyläre bzw. subtrochantäre Resektion, wie schon in vorherigen Studien mit synthetischen Knochen, durchgeführt (Zdero et al. 2012, Zdero et al. 2008). In dieser Studie dient die Resektion darüber hinaus der Simulation einer periprothetischen Fraktur mit ausgedehntem Knochendefekt des Femurs, entsprechend AORI-Schweregrad F2b bzw. Paprosky

Typ 2. Zur Resektion wurden verschiedene Werkzeuge in Betracht gezogen, wobei aus Gründen der Handhabung und Verfügbarkeit eine handelsübliche Metallbügelsäge verwendet wurde. Die Resektionen der Knochen wurden jeweils von derselben Person durchgeführt, um somit eine gute interexperimentelle Vergleichbarkeit zu erreichen.

Distal wurde mit der Resektion eine Fraktur der Klasse Rorabeck III bzw. UCS B3 simuliert. Hierzu wurden bei den Femora die distalen 9 cm für das Einbringen des LINK Endo Modell M-Schaftes und 8 cm für das Einbringen des Zimmer Nexgen LCCK-Schaftes reseziert. Die unterschiedlichen Resektionshöhen ergaben sich aus dem jeweiligen Design der Prothese, sodass jeweils eine anatomisch korrekte Wiederherstellung der Länge des Femurs erfolgen konnte.

Proximal wurde eine Vancouver bzw. UCS B3-Fraktur bei einliegender Kurzschaftprothese simuliert. Hierzu wurden, gemessen vom Zentrum des Femurkopfes, die proximalen 10 cm für das Einbringen des LINK MP Hüftprothesenschaftes und des Zimmer Revitan Straight-Schaftes reseziert. Auch hier wurde darauf geachtet die Länge des Femurs durch die Prothese wiederherzustellen.

Die Aufbohrung der Kunstknochen erfolgte dann per Hand mit den jeweiligen, zu den Prothesen gehörenden, geraden Reibahlen der Operationssets nach Operationsanleitung. Die Aufbohrung erfolgte für den distalen Schaft der Firma LINK auf 16 mm, für den der Firma Zimmer auf 14 mm. Für die proximalen Schäfte wurden die Femora für den Schaft von LINK auf 16 mm und für den Schaft der Firma Zimmer auf 14 mm aufgefräst.

Das Einbringen der Schäfte in die künstlichen Femora erfolgte per Hand durch immer den gleichen Untersucher. Hierzu wurden die Schäfte mit einem Schlagaufsatz versehen und mit Hammerschlägen in die Femora eingebracht, bis eine für den Operateur zufriedenstellende Tiefe und Stabilität des Schaftes sowie eine anatomisch korrekte Länge des Femurs erreicht wurde.

Nach dem Einbringen der Schäfte in die Sawbones wurde an jedem Knochen eine CT-Untersuchung durchgeführt, woraufhin die eigentliche biomechanische Untersuchung in dem Ermüdungsprüfsystem Instron 8874 erfolgte. Die Femora wurden jeweils distal bzw. proximal in vorher angefertigte Negativabdrücke aus Hartplastik eingespannt.

Proximal umfassten diese den Bereich des Caput und Collum femoris sowie die Trochanterregion, distal die gesamte Kondylenregion des Femurs (Abb. 9, 10a, 10b).

Für die axiale Belastung der Schäfte wurden femorale Prothesenköpfe so angepasst, dass sie an den konischen Verbindungselementen sowohl der distalen als auch der proximalen Schäfte passgenau befestigt werden konnten. Zur Kraftübertragung der axialen Belastung wurde an der Maschine ein, zum Prothesenkopf passendes Inlay befestigt, in das der Prothesenkopf eingelegt wurde (Abb. 9). Für die Prüfung der axialen Belastung erfolgte die Einspannung der distalen Schäfte mit einer Adduktion von 18° , um eine möglichst anatomisch korrekte Kraftübertragung von 70 % auf das mediale und 30 % auf das laterale Femur simulieren zu können. Die proximalen Schäfte wurden für die axiale Belastungsprüfung in einem Winkel von 10° Adduktion

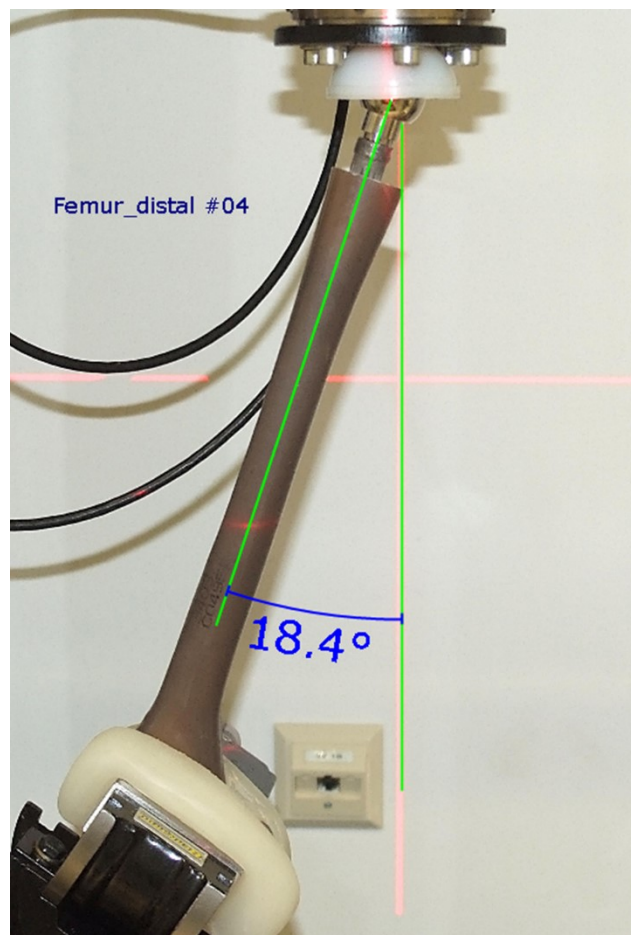


Abbildung 9: Eingespannter Sawbone mit LINK Endo Modell M Prothesenschaft zur Prüfung der axialen Belastung.

eingespannt, um auch hier die anatomische Kraftübertragung nachzustellen. Simuliert wurde hierdurch jeweils die Einbeinphase des Gangzyklus.

Für die Torsionsbelastung der distalen Schäfte wurde ein konischer Aufsatz aus Metall hergestellt, der auf die Prothesenschäfte aufgesetzt und mit einer Schraube fixiert wurde. So konnte die Torsionsbewegung der Maschine direkt auf den Schaft übertragen werden (Abb. 10a).

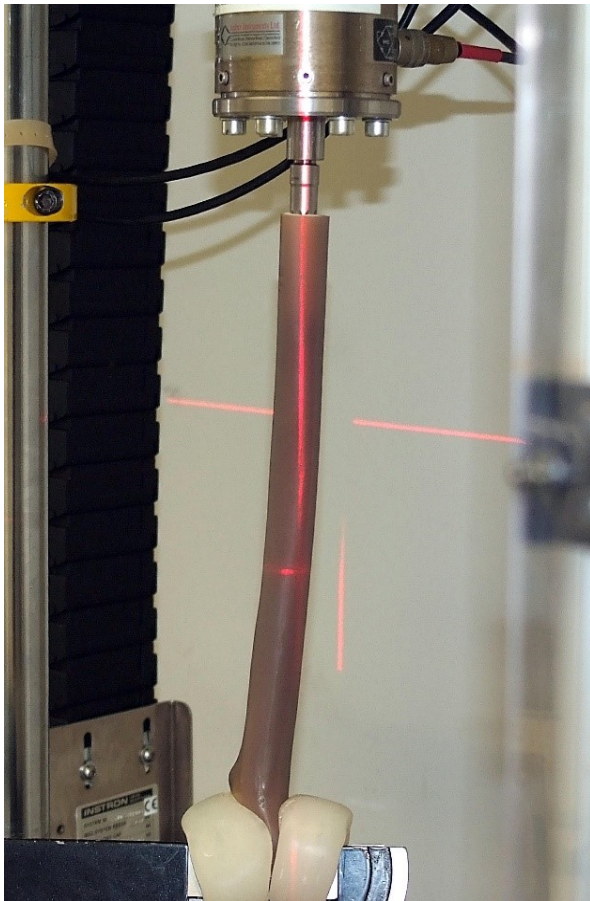


Abbildung 10a: Einspannung des Zimmer Nexgen LCCK Prothesenschaftes zur Prüfung der Torsionsbelastung.

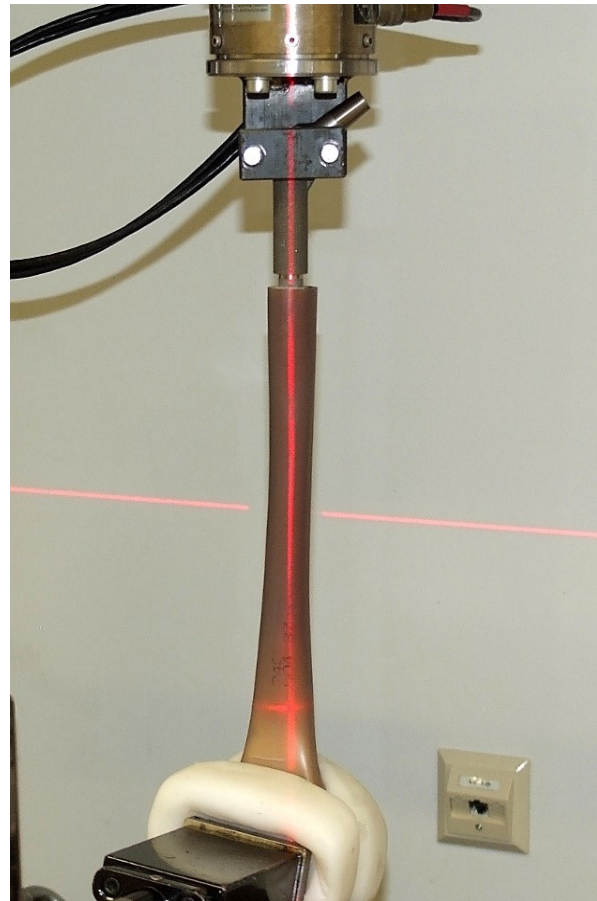


Abbildung 10b: Einspannung des LINK MP Revisionsprothesenschaftes zur Prüfung der Torsionsbelastung.

Für die Torsionsbelastung der proximalen Schäfte wurde ein passender Prothesenhals auf dem Schaft befestigt. Dieser Halsteil wurde in eine angefertigte Klemme eingespannt und mit Schrauben fixiert, sodass die Torsion indirekt auf den Schaft übertragen wurde (Abb. 10b).

Die axiale Belastung der Schäfte erfolgte mit einer Kraft von 2,4 kN, was dem dreifachen Körpergewicht einer 80 kg schweren Person entspricht, also der Kraft, die während des normalen Gehens auf das Hüft- bzw. Kniegelenk wirkt (Bergmann 2001, Kuster 2002). Zur Simulation der Belastung in einem normalen Gangzyklus wurde die Kraft in einer diphasischen Wellenform auf die Modelle übertragen (Abb. 11) (Halder

et al. 2012). Dabei entsprechen die Kraftmaxima jeweils dem Aufsetzen der Ferse sowie dem Abrollen über den Vorfuß. Die Torsionsbelastung wurde mit einem Drehmoment von 10 Nm durchgeführt. Es wurden pro Knochen 10.000 Zyklen jeweils für die axiale sowie für die torsionale Belastung aufgenommen.

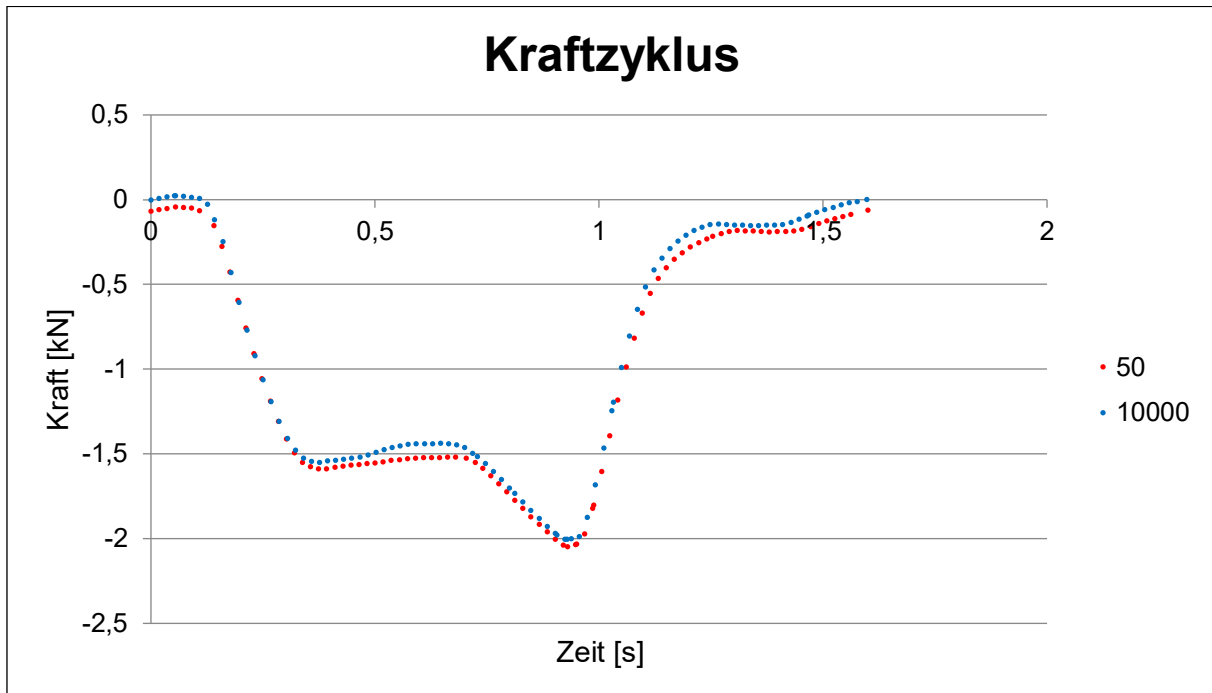


Abbildung 11: Beispielhafter Kraftzyklus der axialen Kraftübertragung beim 50sten und 10.000sten Zyklus (Abb.: vierter Femur der Testreihe des LINK Endo-Modell- M-Schaftes).

4.4 CT-Auswertung

Die CT-Aufnahmen der Kunstknochen mit den eingesetzten Prothesen erfolgten in einem BrightSpeed Elite 16 Slice CT (General Electric Healthcare Germany, München) mit einer GE Performix Röntgenröhre. Die Aufnahmen wurden mit einer Schichtdicke von 0,625 mm durchgeführt. Die Auflösung betrug 0,25 x 0,25 mm.

Die Auswertung der CT-Bilder erfolgte mit dem Programm AGFA IMPAX EE CD Viewer (Agfa Health Care GmbH, Bonn). Hierzu wurde für jedes Schichtbild des CTs die Kontaktfläche des Schaftes mit der Kortikalis in eine Kategorie von 0 %, 25 %, 50 %, 75 % und 100 % Kontaktfläche eingeteilt. Dabei bedeuteten 100 %, dass das Implantat zirkumferenten Kontakt mit der Kortikalis hatte und 0 %, dass das Implantat ohne kortikalen Kontakt im Markraum lag (Abb. 12). Durch Multiplikation der jeweiligen Anzahl der Bilder mit der Schichtdicke der CT-Scans von 0,625 mm ergab sich dann die jeweilige Kontaktfläche der Schäfte mit der Kortikalis.

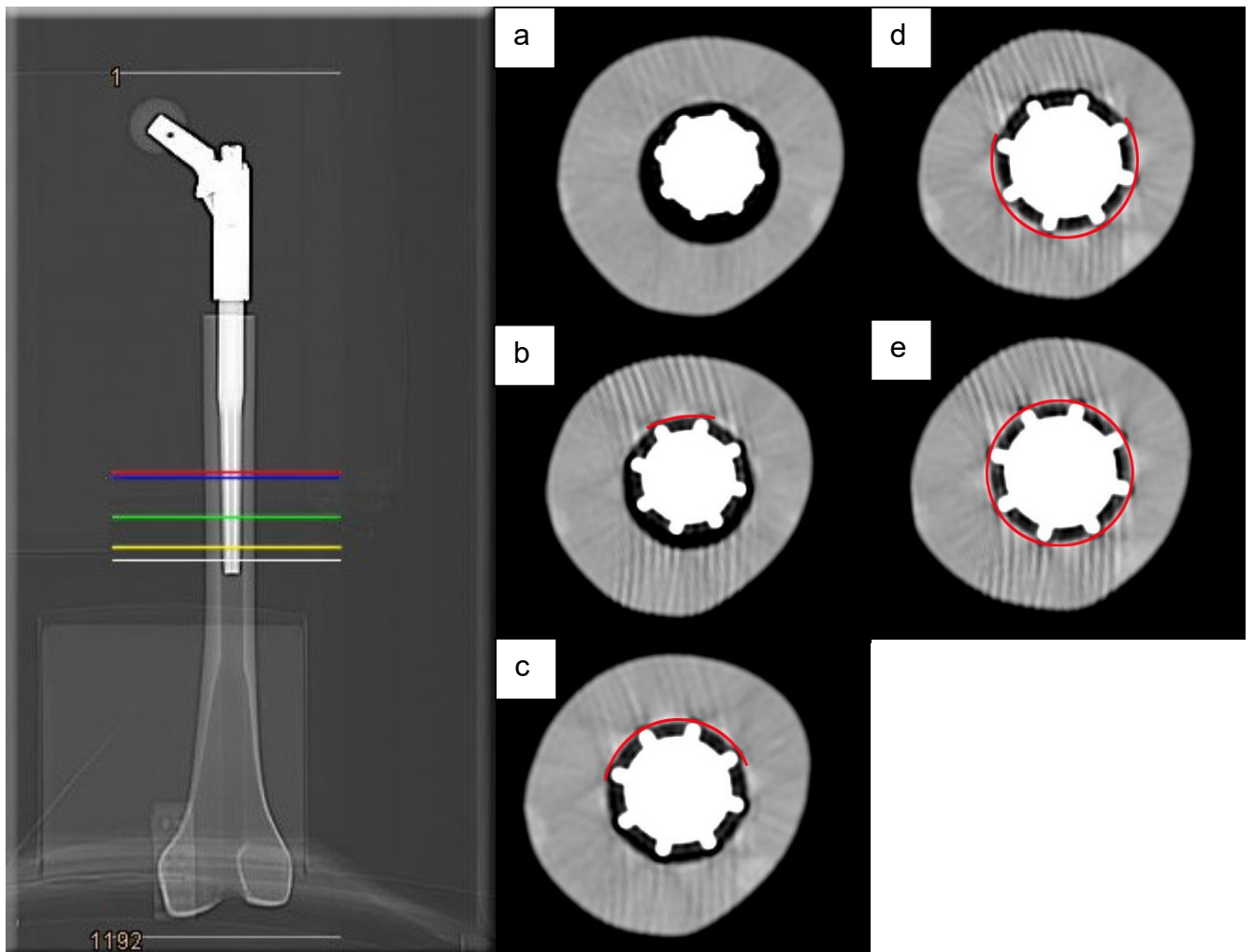


Abbildung 12: Verschiedene Stem-Bone-Interfaces an unterschiedlichen Positionen am Beispiel des LINK MP-Prothesenschaftes.

a. Stem-Bone-Interface: 0 % (weiße Linie im Scout)

b. Stem-Bone-Interface: 25 % (gelbe Linie im Scout)

c. Stem-Bone-Interface: 50 % (grüne Linie im Scout)

d. Stem-Bone-Interface: 75 % (rote Linie im Scout)

e. Stem-Bone-Interface: 100 % (blaue Linie im Scout)

Die Markierungen in den axialen Schnitten zeigen die Kontaktfläche des Schaftes mit der Kortikalis.

Die aus den vier Versuchsreihen gewonnen Werte der biomechanischen Analyse und der CT-Analyse wurden für den jeweiligen Prothesenschaft gemittelt, sodass sich für jeden getesteten Schaft Werte in folgenden Kategorien ergaben: Torsion (in $\text{Nm}/^\circ$), maximaler Weg, minimaler Weg, durchschnittlicher Weg (jeweils in mm), maximale Steifigkeit, minimale Steifigkeit, durchschnittliche Steifigkeit (jeweils in kN/mm) sowie die Länge des Schaftes mit 25 %, 50 %, 75 % und 100 % Kontakt zur Kortikalis.

Weiterhin wurde die Gesamtlänge des Schaftes, an der sie Kontakt zur Kortikalis hat, bestimmt. Die Länge der relativen konischen Verklemmung zwischen Schaft und Femur („relativer Konus“) ergab sich als Quotient aus der Länge mit 100 % Kontakt und der gesamten Länge mit mindestens 25 % Kontakt zwischen Schaft und Femur. Dieser Quotient war ein Maß für die Art der Fixation, wobei 100 % einer vollständig konischen Verklemmung und 0 % einer Mehrflächenverankerung entsprach.

4.5 Statistik

Zur statistischen Auswertung wurden aus den Werten der biomechanischen und CT-analytischen Ergebnisse folgende Gruppen erstellt: *distal konisch*, *distal zylindrisch*, *proximal geknickt*, *proximal gerade* sowie *Knie gesamt* und *Hüfte gesamt*. Zur Überprüfung der Korrelationen innerhalb der Gruppen wurde der Pearson-Test verwendet. Als Signifikanztest zum Vergleich zweier Gruppen wurde der Mann-Whitney-U Test mit einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ angewandt. Hierbei wurden folgende Gruppen verglichen: *distal konisch* vs. *distal zylindrisch*, *proximal geknickt* vs. *proximal gerade*, *distal konisch* vs. *proximal geknickt*, *distal zylindrisch* vs. *proximal gerade* und *Knie gesamt* vs. *Hüfte gesamt*. Alle Berechnungen wurden mit Excel 2010 (Microsoft, Redmond, USA) unter Zuhilfenahme von XLSTAT 2007.6 (Addinsoft SARL, Paris, Frankreich) durchgeführt.

5 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Resultate der Versuche zu den verschiedenen Verankerungsarten und den daraus resultierenden biomechanischen Eigenschaften der untersuchten Prothesenschäfte dargestellt sowie miteinander verglichen.

5.1 Distale Schäfte

In der CT-Auswertung der distalen Schäfte zeigte sich für den konischen Schaft eine Gesamt-Kontaktlänge von $80,75 \pm 10,86$ mm und für den zylindrischen Schaft eine signifikant niedrigere Kontaktlänge von $33,13 \pm 3,64$ mm ($p < 0,05$). Durch die geringere Gesamtkontaktfläche des zylindrischen Schaftes ergab sich auch eine signifikant geringere Schaftlänge mit zirkumferenten Knochenkontakt ($44,13 \pm 3,08$ mm vs. $29,13 \pm 3,24$ mm). Der anteilige zirkumferente Schaft-Knochen-Kontakt an der Gesamtkontaktlänge („relativer Konus“) war jedoch beim zylindrischen Schaft signifikant höher als beim konischen Schaft. ($55,78 \pm 10,93$ % vs. $88,07 \pm 5,34$ % $p < 0,05$) (Tab. 7).

Tabelle 7: Länge des Stem-Bone-Interfaces mit 25 %, 50 %, 75 % und 100 % Kontakt sowie die Gesamtkontaktlänge, der „relative Konus“ und die intramedulläre Schaft-Länge der distalen Schäfte

| Kontaktlänge | <i>Distal konisch</i> | <i>Distal zylindrisch</i> | p-Wert |
|---|-----------------------|---------------------------|------------|
| 25% Kontakt [mm] | $23,13 \pm 11,97$ | $1,63 \pm 0,95$ | $< 0,0001$ |
| 50% Kontakt [mm] | $9,63 \pm 2,15$ | $1,75 \pm 1,20$ | $< 0,0001$ |
| 75% Kontakt [mm] | $3,88 \pm 1,49$ | $0,63 \pm 0,63$ | $< 0,0001$ |
| 100% Kontakt [mm] | $44,13 \pm 3,08$ | $29,13 \pm 3,24$ | $< 0,0001$ |
| Gesamtkontaktlänge [mm] | $80,75 \pm 10,86$ | $33,13 \pm 3,64$ | $< 0,0001$ |
| „relativer Konus“ (100% Kontakt in Relation zur Gesamtkontaktlänge) [%] | $55,78 \pm 10,93$ | $88,07 \pm 5,34$ | 0,008 |
| Intramedulläre Schaft-Länge [mm] | $150,54 \pm 0,82$ | $104,21 \pm 3,98$ | 0,012 |

Die Verankerung des zylindrischen Schaftes fand vorrangig im distalen Teil des Knochens, direkt proximal der Resektionsfläche, statt und zeigte eine schnelle Zu- und Abnahme der Kontaktfläche. Die Bereiche des inkompletten Schaft-Knochen-Kontaktes waren sehr gering. Bei dem konischen Schaft zeigte sich hingegen eine

proximalere Verankerung, die durch eine zirkumferente Verankerung in ca. der Hälfte der Länge und durch längere, nicht zirkumferente, Schaft-Knochen-Kontaktbereiche gekennzeichnet war. Es lässt sich daher eher eine Kombination aus 3-Flächen-Verklebung und konischer Fixierung beschreiben, während es beim zylindrischen Schaft zu einer fast rein zirkumferenten, konischen Verankerung kam (Tab. 7, Abb. 13).

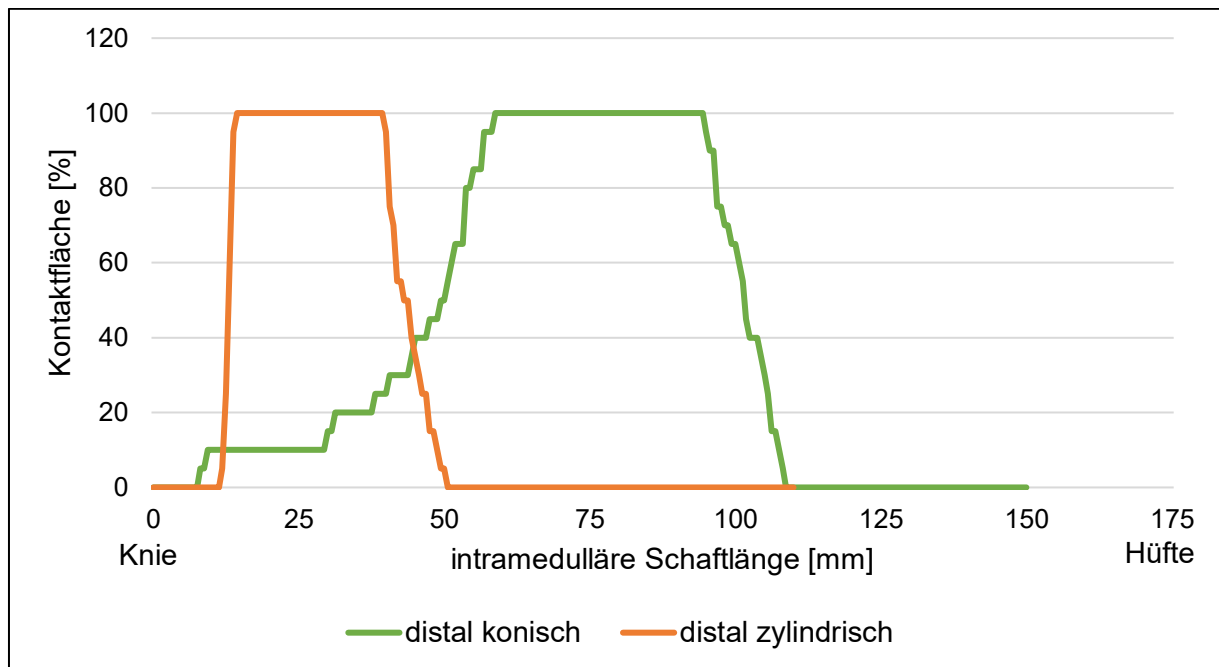


Abbildung 13: Darstellung der Kontaktfläche in Abhängigkeit zur intramedullären Schaftlänge der distalen Schäfte.

Trotz der unterschiedlichen Verankerungsarten zeigten beide Schäfte eine identische biomechanische Stabilität. Sowohl die mittlere Migration bei axialer Belastung als auch die mittlere axiale Steifigkeit und die mittlere Torsionssteifigkeit unterschieden sich zwischen den beiden verschiedenen Designs nicht signifikant (Tab. 8). Jedoch nahm, durch die Migration, also das ‚Setzen‘ des Schaftes, die Steifigkeit bei jeder Belastung zwischen dem 1sten und 10.000sten Gangzyklus annähernd logarithmisch zu. Es fanden sich beim konischen Schaft keine Korrelationen zwischen der Verankerungsstrecke und der axialen Migration bzw. der axialen Steifigkeit (Abb. 14a/b), während sich beim zylindrischen Modell eine positive Korrelation zwischen der Verankerungslänge und der maximalen und minimalen axialen Steifigkeit nachweisen ließ (Abb. 14b), jedoch nicht zwischen der Kontaktlänge und der Migration (Abb. 14a).

Tabelle 8: Mittlere axiale Migration und Steifigkeit sowie mittlere Torsionssteifigkeit der distalen Schäfte

| | <i>Distal konisch</i> | <i>Distal zylindrisch</i> | p-Wert |
|-------------------------------------|-----------------------|---------------------------|--------|
| Mittlere axiale Migration [mm] | 0,472 ± 0,400 | 0,314 ± 0,041 | 1,000 |
| Mittlere axiale Steifigkeit [kN/mm] | 0,176 ± 0,091 | 0,257 ± 0,065 | 0,056 |
| Mittlere Torsionssteifigkeit [Nm/°] | 6,258 ± 0,118 | 6,192 ± 0,068 | 0,248 |

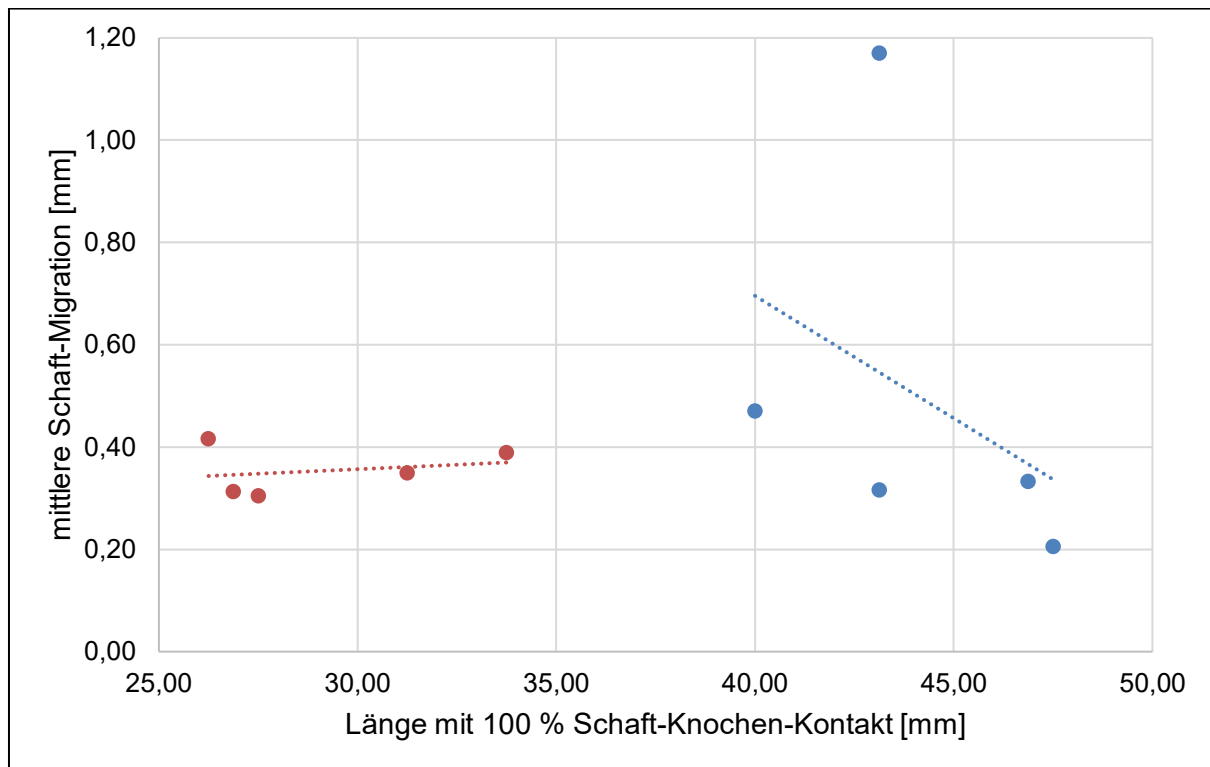


Abbildung 14a: Darstellung der mittleren Schaft-Migration in Abhängigkeit von der 100% Schaft-Knochen-Kontaktlänge
 rot: zylindrischer Schaft; blau: konischer Schaft

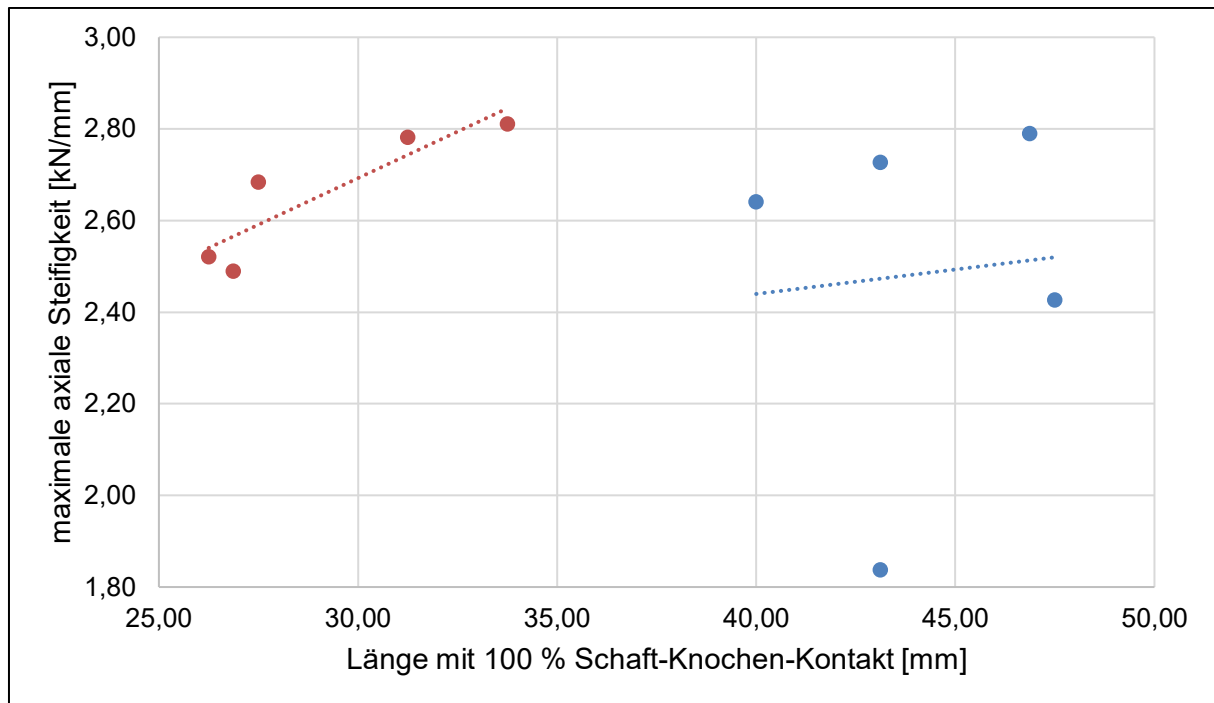


Abbildung 14b: Darstellung der maximalen axialen Steifigkeit in Abhängigkeit von der 100% Schaft-Knochen-Kontaktlänge.
rot: zylindrischer Schaft; blau: konischer Schaft

Die Torsionssteifigkeit lag bei beiden Prothesenschäften vom 1sten bis zum 10.000sten Gangzyklus bei $6,258 \pm 0,118 \text{ Nm/}^\circ$ (konisch) und $6,192 \pm 0,068 \text{ Nm/}^\circ$ (zylindrisch) und unterschied sich somit nicht signifikant voneinander. Innerhalb eines Versuchs blieb die Torsionssteifigkeit jeweils konstant, sodass keine torsionale Migration stattfand (Abb. 15).

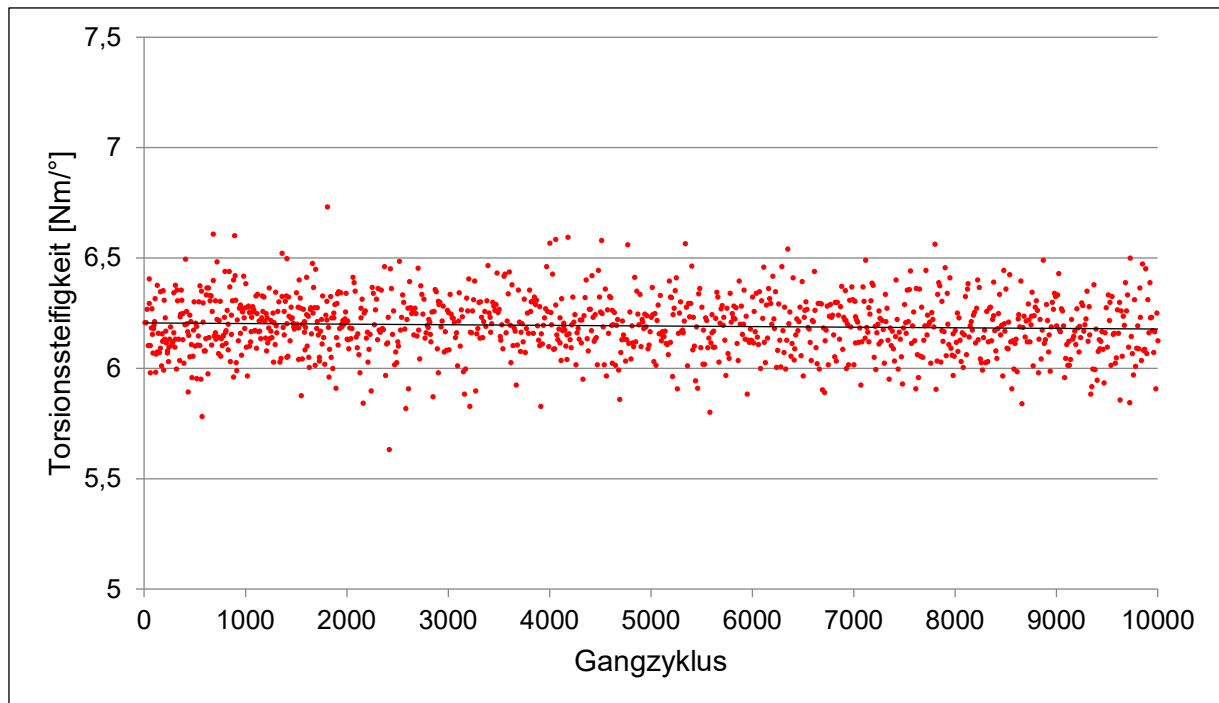


Abbildung 15: Beispiel der Torsionssteifigkeit in Abhängigkeit vom Gangzyklus (*distal konisch*, Versuch 3).

5.2 Proximale Schäfte

Im Vergleich der proximalen Schäfte, *proximal geknickt* vs. *proximal gerade*, zeigten beide computertomographisch Stem-Bone-Interfaces, die sich nicht signifikant voneinander unterschieden ($54,97 \pm 12,02$ mm vs. $51,73 \pm 10,73$, $p=0,135$). Auch bei der weiteren CT-Analyse ergaben sich, trotz unterschiedlichen Designs, keine signifikanten Unterschiede in der Verankerungslänge der beiden Prothesenschäfte (Tab. 9).

Wie aus Tabelle 9 zu entnehmen ist, lag bei beiden Schäften eine Kombination aus 3-Flächen-Fixierung mit zirkumferenter, konischer Verankerung vor, wobei ein 100% Schaft-Knochen-Kontakt jeweils über ca. die Hälfte des Gesamtkontakts bestand. Jedoch trat der vollständige Kontakt von Knochen und Schaft bei der geraden Prothese früher ein, als es bei dem geknickten Schaft der Fall war (Abb. 16).

Tabelle 9: Länge des Stem-Bone-Interfaces mit 25 %, 50 %, 75 % und 100 % Kontakt sowie die Gesamtkontaktlänge, der ‚relative Konus‘ und die intramedulläre Schaft-Länge der proximalen Schäfte

| Kontaktlänge | <i>Proximal geknickt</i> | <i>Proximal gerade</i> | p-Wert |
|---|--------------------------|------------------------|--------|
| 25% Kontakt [mm] | 14,75 ± 5,26 | 33,25 ± 18,95 | 0,095 |
| 50% Kontakt [mm] | 11,25 ± 5,06 | 10,00 ± 5,06 | 0,738 |
| 75% Kontakt [mm] | 12,88 ± 11,12 | 13,00 ± 5,22 | 0,825 |
| 100% Kontakt [mm] | 47,38 ± 10,23 | 55,38 ± 4,30 | 0,238 |
| Gesamtkontaktlänge [mm] | 86,25 ± 1,25 | 111,63 ± 29,38 | 0,135 |
| ‚relativer Konus‘ (100% Kontakt in Relation zur Gesamtkontaktlänge) [%] | 54,97 ± 12,02 | 51,73 ± 10,73 | 0,841 |
| Intramedulläre Schaft-Länge [mm] | 144,85 ± 1,18 | 162,00 ± 11,34 | 0,012 |

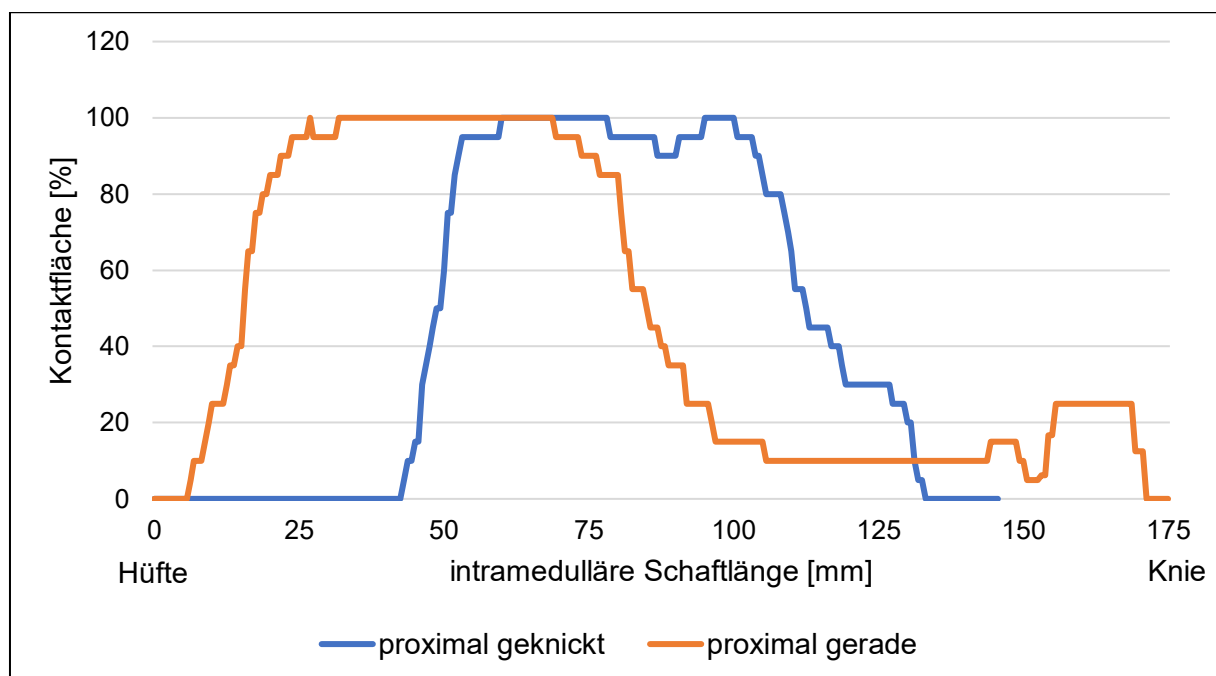


Abbildung 16: Darstellung der Kontaktfläche in Abhängigkeit zur intramedullären Schaftlänge der proximalen Schäfte.

Im Vergleich der beiden Prothesenschäfte zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der axialen Migration sowie in der axialen Steifigkeit und Torsionssteifigkeit (Tab. 10).

Tabelle 10: Mittlere axiale Migration und Steifigkeit sowie mittlere Torsionssteifigkeit der proximalen Schäfte

| | <i>Proximal geknickt</i> | <i>Proximal gerade</i> | p-Wert |
|-------------------------------------|--------------------------|------------------------|--------|
| Mittlere axiale Migration [mm] | 0,419 ± 0,153 | 0,482 ± 0,273 | 0,690 |
| Mittlere axiale Steifigkeit [kN/mm] | 0,197 ± 0,058 | 0,167 ± 0,061 | 0,548 |
| Mittlere Torsionssteifigkeit [Nm/°] | 6,484 ± 0,173 | 6,418 ± 0,663 | 0,672 |

Die axiale Steifigkeit nahm jedoch, wie bei den distalen Schäften, vom 1sten bis 10.000sten Gangzyklus in jedem Versuch zu, was sich annähernd logarithmisch beschreiben lässt (Abb. 17). Es ließen sich in diesen Versuchen keine biomechanischen Unterschiede zwischen den Modellen feststellen.

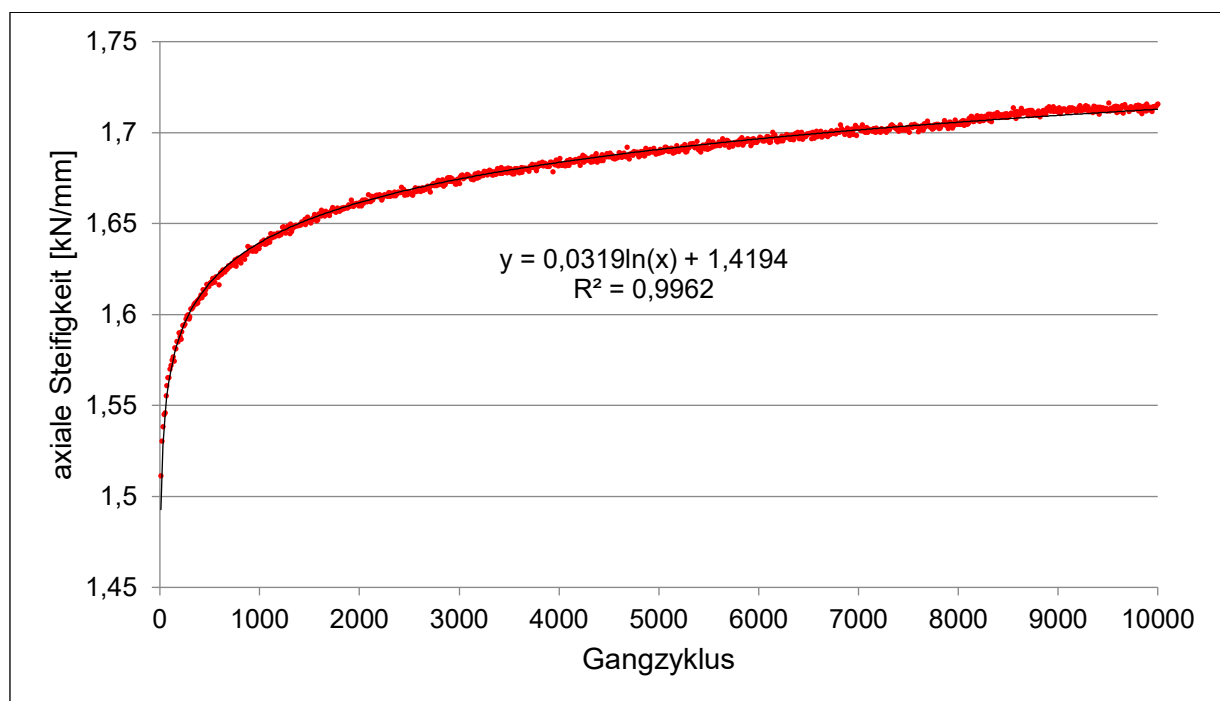


Abbildung 17: Beispiel der axialen Steifigkeit in Abhängigkeit vom Gangzyklus (*proximal gerade*, Versuch 3). R^2 = Bestimmtheitskoeffizient

Die durchschnittliche axiale Migration zwischen dem 1sten und dem 10.000sten Gangzyklus betrug beim geknickten Modell 0,419 ± 0,153 mm und beim geraden

Modell $0,482 \pm 0,273$ mm (Tab. 10). Bei beiden Modellen fand sich eine negative Korrelation zwischen der 100 % Kontaktlänge bzw. dem ‚relativen Konus‘ und der maximalen axialen Migration (Abb. 18). Je länger die konisch-zirkumferente Verankerung war, desto weniger sanken die Schäfte ab.

Auch bei den proximalen Schäften zeigte sich keine torsionale Migration, die Steifigkeit war zwischen 1sten und 10.000sten Gangzyklus konstant. Durchschnittlich betrug die Torsionssteifigkeit beim geknickten Schaft $6,48 \pm 0,17$ Nm/° und beim geraden Schaft $6,42 \pm 0,66$ Nm/°

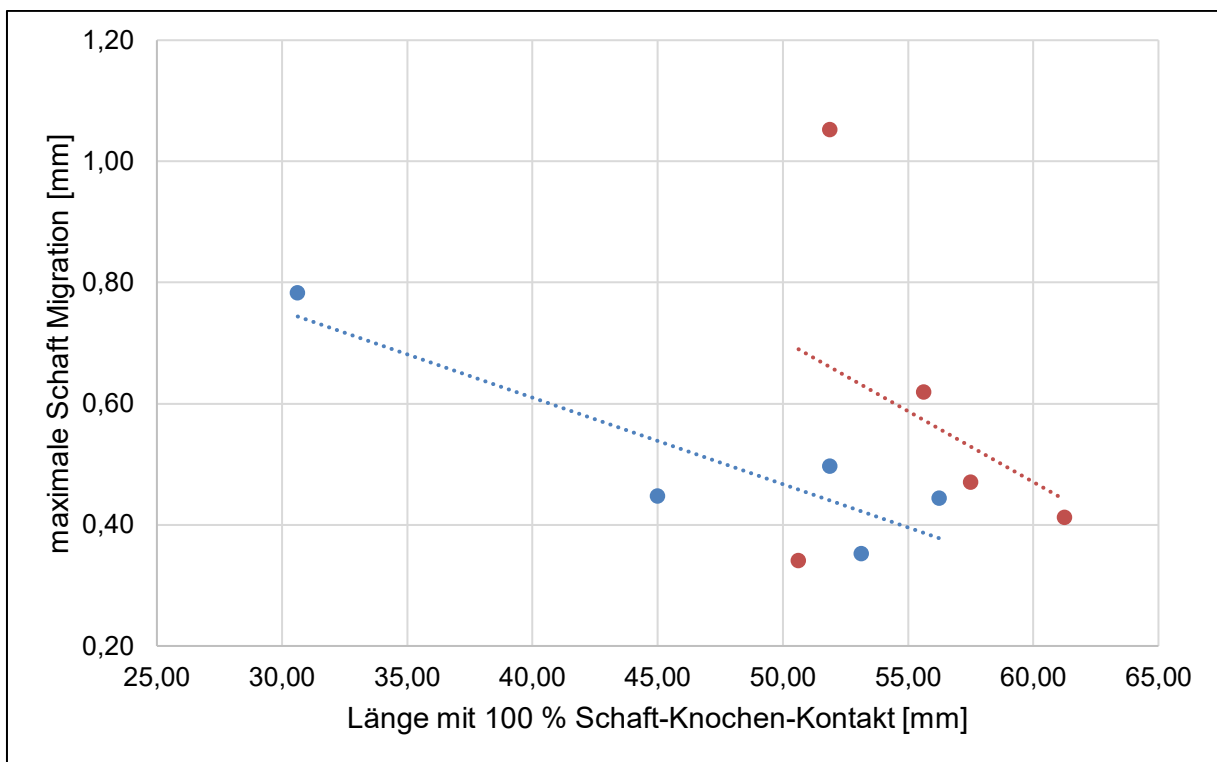


Abbildung 18: Zusammenhang der maximalen Schaft Migration mit der Länge des 100 % Schaft-Knochen-Kontakts.

rot: gerader Schaft; blau: geknickter Schaft

5.3 Distale und proximale Schäfte im Vergleich

Wie in der Einleitung beschrieben, zeigen distales und proximales Femur unterschiedliche Geometrien, weswegen sich unterschiedliche Verankerungsmechanismen vermuten ließen. In der computertomographischen Analyse zeigte sich jedoch sowohl am proximalen als auch am distalen Femur eine Kombination aus 3-Flächen-Fixierung und zirkumferenter, konischer Verankerung (Abb. 13, Abb. 16). Zu einer Verankerung durch, über längere Strecken bestehenden,

alleinigen 100 % Schaft-Knochen Kontakt kam es nur bei dem zylindrischen Schaft am distalen Femur (Tab. 7, Abb. 13). Der ‚relative Konus‘ unterschied sich nur bei dem distal zylindrischen Prothesenschaft signifikant von den Werten der proximalen Schäfte (jeweils $p=0,008$), während sich für den distal konischen Prothesenschaft kein signifikanter Unterschied ergab (jeweils $p>0,05$).

Alle Schäfte zeigten in der axialen Migration ein vergleichbares Verhalten, welches sich am ehesten mit einer logarithmischen Funktion beschreiben lässt, die innerhalb der durchgeführten Versuche keine Annäherung an eine Asymptote zeigte (Abb. 19). Alle Schäfte offenbarten in den Versuchen sowohl unter axialer als auch unter Rotationsbelastung eine vergleichbare Steifigkeit, wobei die Knieprothesenschäfte eine signifikant höhere minimale und maximale Steifigkeit aufwiesen. Die durchschnittliche Steifigkeit unterschied sich jedoch nicht signifikant von der der Hüftprothesenschäfte. Die axiale Steifigkeit nahm vom 1sten bis zum 10.000sten Gangzyklus bei allen getesteten Schäften zu, während die Torsionssteifigkeit bei allen Versuchen konstant war.

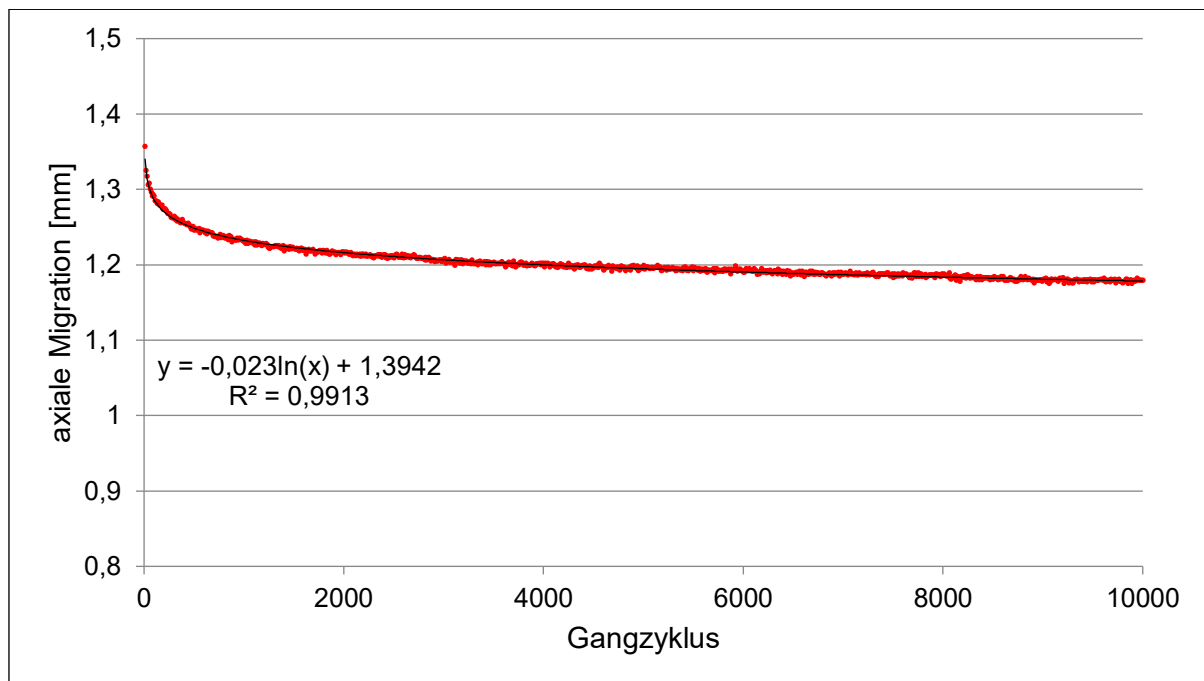


Abbildung 19: Beispiel der Abhängigkeit der axialen Migration vom Gangzyklus (*proximal gerade*, Versuch 3). R^2 = Bestimmtheitskoeffizient

6 Diskussion

Ziel der durchgeführten Versuche war es, die Verankerungsprinzipien von zementfreien Revisionsendoprothesen am distalen und proximalen Femur zu analysieren und miteinander zu vergleichen. Es konnten insgesamt zwei verschiedene Verankerungsprinzipien detektiert werden: zum einen eine Kombination aus 3-Flächen-Fixierung und zirkumferenter Verklebung und zum anderen eine rein konische Verankerung. In der Literatur wird empfohlen, dass eine konische Verankerung anzustreben und eine 3-Flächen-Fixierung möglichst zu vermeiden ist (Fink et al. 2005).

Die zementlose, distale konische Verankerung von Revisionsprothesen an der Hüfte ist ein seit Jahren bewährtes Prinzip und geht auf die Erfahrung mit dem Wagner SL-Schaft zurück (Wagner 1989, Wagner und Wagner 1993). Übernommen wurde dieses Prinzip dann später auch von der modularen PFM-R Prothese der Firma Zimmer, einem Vorläufer der, in den vorliegenden Versuchen verwendeten, geraden Revitan Prothese.

Die getesteten Revisionsschäfte am distalen Femur zeigten zwei verschiedene Verankerungsprinzipien. Während die konische Prothese eine Kombination aus zirkumferenter Verklebung und 3-Flächen-Fixierung aufwies, fand sich bei der zylindrischen kürzeren Prothese eine konische Verankerung. Beide Prothesenschäfte zeigten in den Versuchen und klinisch eine vergleichbar gute Stabilität (Bistolfi et al. 2013, Kim und Kim 2009, Kim et al. 2015, Sanguineti et al. 2014). Die vorliegenden Daten legen nahe, dass diese gleich gute Stabilität beider Schäfte, trotz unterschiedlicher Verankerungsprinzipien, durch eine höhere Reserve des konischen Schaftes zu erklären ist. Durch die längere Gesamtverankerungsstrecke von $80,75 \pm 10,86$ mm kann, trotz anteilig niedrigerem 100 % Schaft-Knochen-Kontaktes beim konischen Schaft, eine gleich gute Stabilität erreicht werden, wie bei dem, absolut deutlich kürzer verankerten, zylindrischen Schaft, welcher jedoch einen signifikant größeren anteiligen 100 % Schaft-Knochen-Kontakt besitzt. Der zylindrische Schaft hat mit einer Verankerungslänge von $33,13 \pm 3,64$ mm eine sehr viel geringere Reserve. Aus diesem Grund soll eine Gesamtverankerungslänge mit 100% Schaft-Knochen-Kontakt von 30 mm nicht unterschritten werden, auch da ab dieser Länge die maximale Steifigkeit erreicht wird (vgl. Abb. 14b). Eine kürzere Verankerungsstrecke

könnte mit einer niedrigeren Migrationsresistenz und damit schlechteren Stabilität der Prothese einhergehen.

Für die minimale Verankerungslänge von distalen (Revisions-) Schäften gibt es in der Literatur keine eindeutigen Aussagen oder Empfehlungen. Sowohl die Auswahl der Schaftlänge und -dicke als auch die Verwendung eines unzementierten oder zementierten Modells ist abhängig von dem Revisionsgrund, den Knochendefekten und den Präferenzen des Operateurs, da die klinischen Ergebnisse der verschiedenen Verankerungsprinzipien nicht eindeutig sind (Wang et al. 2016).

In einer Studie von 2012 konnten Zdero et al. eine Korrelation zwischen der Schaft-Knochen-Kontaktlänge und der Axial- sowie Rotationssteifigkeit von Revisionsprothesenschäften von Kniegelenksprothesen nachweisen (Zdero et al. 2012). Dieses konnte in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Grund hierfür könnte sein, dass in der Arbeit von Zdero et al. geschlitzte Schäfte mit Sternprofil und runde Schäfte verwendet wurden. Die hier untersuchten Prothesenschäfte wiesen alle ein Sternprofil auf und waren ungeschlitzt, wodurch sich die biomechanischen Unterschiede erklären lassen.

Proximal zeigten beide Schäfte eine Kombination aus 3-Flächen-Fixierung und zirkumferenter Verklemmung. Die geknickte Prothese folgte demselben Verankerungsprinzip wie der gerade Schaft. Diese Kongruenz lässt sich dadurch erklären, dass das Femur physiologischerweise eine Antekurvation besitzt, also eine Kurve beschreibt, während der geknickte Schaft an einer Stelle um 3° geknickt ist und sich distal dieser Stelle genauso verhält wie ein gerader Schaft. Weiterhin wurde in allen vorliegenden Versuchen eine gerade Reibahle verwendet und somit ein gerader Prothesenkanal geschaffen. Die Verwendung einer, ebenso wie der geknickte Prothesenschaft, um 3° geknickten Reibahle, könnte die Verankerungsprinzipien dieses Schaftes verändern.

Mit den in den Versuchen gewonnen Daten konnte eine wünschenswerte Länge des 100 % Schaft-Knochen-Kontaktes von 55 mm nachgewiesen werden, da bei noch längerer Verankerung keine weiter verminderte Migration der Schäfte nachgewiesen werden konnte (vgl. Abb. 18). Diese Werte decken sich mit den in der Literatur zu findenden Angaben zu einer empfohlenen Verankerungslänge von 4 – 6 cm (Fink et al. 2005, Paprosky et al. 1999).

Im ‚AE-Manual für Endoprothetik – Hüfte und Hüftrevision‘ wird für endofemoral eingebrachte Geradschäfte eine reine 3-Flächen-Fixierung und die Wahl eines zu dünnen Schaftes beschrieben, welches zu einem starken Nachsinken des Schaftes führt (Claes et al. 2012b, Claes et al. 2012c). Aus diesem Grund sowie der Gefahr von Perforationen oder sogar Femurfrakturen, wird bei Geradschäften ab 225 mm die Verwendung eines transfemorale Zugangs empfohlen (Bircher et al. 2001). In der vorliegenden Studie konnte jedoch, trotz des Einbringens der Prothese über einen endofemorale Zugang, eine zufriedenstellende Kombination aus 3-Flächen-Fixierung und konischer Fixation erreicht werden, mit welcher die in der Literatur empfohlene Verankerungsstrecke von 4 - 6 cm eingehalten werden konnte. Jedoch soll erwähnt werden, dass Bircher et al. in ihrer Studie zum Wagner SL-Schaft eine Verankerungslänge von 8 - 12 cm als erstrebenswert angeben (Bircher et al. 2001). Diese Länge konnte auch in der vorliegenden Studie durch den endofemorale Zugang nicht erreicht werden. Ob also ein trans- oder endofemorale Zugang gewählt werden soll, ist abhängig von der Knochenqualität, der Prothesenlänge und -dicke sowie den zu erwartenden Komplikationen, da der Blutverlust bei dem transfemorale Zugang als größer angesehen wird (Bircher et al. 2001).

Anatomische Schäfte, die der natürlichen Kurvation des Femurs folgen, zeigen, wenn sie wie in den vorliegenden Versuchen endofemorale eingebracht werden, eine reine 3-Flächen-Fixierung (Fink et al. 2005). Hier ist es auf jeden Fall nötig, den transfemorale Zugangsweg zu wählen, um eine ausreichende konische Fixierung der Prothese gewährleisten zu können.

In einer Arbeit von 1995 konnten Kendrick et al. nachweisen, dass bei Hüftgelenksrevisionsprothesen ungeschlitzte Schäfte mit sternförmigem Profil, im Vergleich zu geschlitzten, porös beschichteten oder mit zwei Finnen ausgestatteten Schäften, die größte Rotationsmigrationsresistenz aufweisen (Kendrick et al. 1995). Da in der vorliegenden Studie alle Schäfte ungeschlitzt und mit sternförmigem Profil sind, kann kein direkter Vergleich zu der Arbeit von Kendrick et al. gezogen werden, dennoch zeigten alle Prothesen eine hervorragende Migrationsresistenz gegenüber Torsionsbelastungen und somit eine konstante Torsionssteifigkeit. Die Daten von Kendrick et al. zur guten Stabilität dieses Schaftdesigns konnten also in den vorliegenden Versuchen bestätigt werden.

Zusammenfassend ist davon auszugehen, dass das Verankerungsprinzip des Schaftes weniger von der Geometrie des Femurs, als von der Geometrie des Schaftes abhängt. Alle verwendeten, konischen Schäfte zeigten eine Kombination aus 3-Flächen-Fixierung und zirkumferenter Verklemmung, während der verwendete zylindrische Schaft als einziger eine rein konische Verankerung aufwies. Weitere Studien mit zylindrischen proximalen Schäften müssen zeigen, ob mit dieser Schaftart auch am proximalen Femur eine rein konische Verankerung möglich ist, wie sie sich am distalen Femur zeigte oder ob, wie von Fink et al. beschrieben, für diese Art der Verankerung der transfemorale Zugang zu wählen ist (Fink et al. 2005).

Die in zahlreichen Studien beschriebenen schlechteren klinischen Ergebnisse in der Kniegelenksrevisionsendoprothetik im Vergleich zur Hüfte, lassen sich durch die hier durchgeführten Versuche nicht erklären (Berry 1999, Inglis und Walker 1991, Lindahl 2007). Trotz der unterschiedlichen Geometrie am distalen Femur im Gegensatz zum proximalen Femur, zeigten sich weder in der Biomechanik, noch in den Verankerungsprinzipien signifikante Unterschiede. Mögliche beeinflussende Faktoren, die in der vorliegenden Studie nicht berücksichtigt wurden, sind z. B. der Einfluss von Muskelzug auf die Gelenkfunktion und somit auf die Belastung der Prothese sowie die durch die Maschine nicht simulierbaren Winkeländerungen, die beim normalen Gangzyklus auftreten und dadurch zu wechselnden Belastungspunkten an der Prothese führen. Darüber hinaus können die komplexen Bandverhältnisse, die am Kniegelenk herrschen und beim Einsetzen der Prothese verändert werden, einen Einfluss auf die Propriozeption des Patienten und folglich auf die Wahrnehmung und die Zufriedenheit sowie die Sicherheit im Umgang mit dem Implantat haben. Die Bandverhältnisse sind am Hüftgelenk bedeutend einfacher gestaltet und lassen sich intraoperativ leichter erhalten.

6.1 Einschränkungen der Studie

Die vorliegenden Versuche zeigen mehrere Einschränkungen. An erster Stelle stehen hierbei die verwendeten Kunstknochen. Die Sawbones wurden gesunden, erwachsenen, jungen Männern nachempfunden, weswegen eine Vergleichbarkeit mit z.B. osteoporotischen Knochen von älteren Patienten, wie sie im klinischen Alltag oft der Fall sind, nicht gegeben ist (Basso et al. 2014). Zwar wurden über die Resektionsflächen Knochendefekte simuliert, der restliche Knochen war jedoch völlig intakt. Im klinischen Alltag ist hingegen damit zu rechnen, dass gerade in der

Revisionsendoprothetik, insbesondere bei periprothetischen Frakturen, Patienten mit ausgedehnten Knochendefekten oder systemischen Knochenerkrankungen, wie Osteoporose, die größte Gruppe stellen.

Eine weitere Einschränkung ist der geringe Umfang der simulierten Gangzyklen. So kann man davon ausgehen, dass 10.000 Gangzyklen von jüngeren, aktiven Menschen innerhalb eines Tages, von älteren, weniger mobilen Menschen in ca. 3-5 Tagen geleistet werden. Somit konnte in den vorliegenden Versuchen nur die Primärstabilität der Prothesen getestet werden. Um Aussagen über die Langzeitstabilität treffen zu können, bedarf es längerer Gangzyklen. Auch die Analyse der Verankerungsmöglichkeiten bezieht sich nur auf die Primärverankerung der Prothese und lässt keine Rückschlüsse auf die weitere Entwicklung der Verankerung zu. Dennoch ist davon auszugehen, dass durch ein Einwachsen des Knochens in die poröse Prothesenoberfläche ein größtenteils zirkumferenter Knochenkontakt hergestellt werden kann, obwohl in einigen Studien eher eine fibröse, als eine knöcherne Fixierung durch Einwachsen beschrieben wurde (Ducheyne et al. 1977, Pilliar et al. 1981). Die entstehenden Gewebebrücken widerstehen jedoch nur Mikromigrationen der Prothese von weniger als 200 µm, weswegen eine gute und stabile Primärverankerung der Prothese einen wichtigen Faktor in der Langzeitstabilität darstellt (Branson et al. 1989, Pilliar et al. 1981).

Ferner konnte in der Studie der Einfluss von Winkeländerungen sowie der Einfluss der Weichteile und des Muskelzugs nicht miteinbezogen werden. Zwar wurde in der biomechanischen Prüfmaschine die physiologische Wellenform des Gangzyklus nachgestellt, die Krafteinleitung erfolgte jedoch in einem statischen Winkel, welcher der Einbeinphase des Gangzyklus nachempfunden wurde. Physiologischerweise ändert sich hingegen der Winkel der Krafteinleitung am proximalen und distalen Femur innerhalb eines Gangzyklus.

Der Einfluss der Muskelkraft auf das Femur, die natürlicherweise auch die Statik der eingesetzten Prothesen beeinflusst, wurde von Duda et al. beschrieben (Duda et al. 1997). Zwar wurde durch die Belastung des Femurs mit dem dreifachen Körpergewicht einer 80 kg schweren Person versucht, die wirkenden Kräfte zu simulieren, aber auch hier konnte nicht auf die Winkeländerungen sowie die verschiedenen Insertionspunkte der Muskeln eingegangen werden.

7 Schlussfolgerung

Die getesteten Prothesenschäfte sind allesamt klinisch erfolgreich und werden seit mehreren Jahren in der Revisionsendoprothetik verwendet (Bistolfi et al. 2013, Fink et al. 2014, Karrholm 2015, Kim und Kim 2009, Kim et al. 2015, Rodriguez et al. 2014, Sanguineti et al. 2014). Ihr Einsatzbereich umfasst dabei auch die Versorgung periprothetischer Frakturen mit ausgedehnten Knochendefekten. Bei ausgedehnten Knochendefekten am proximalen bzw. distalen Femur kann die Versorgung mit zementfreien Endoprothesen, durch die diaphysäre Verankerung am Isthmus des Femurs, eine gute Stabilität erreichen.

Die Verankerungsprinzipien der Prothesenschäfte unterscheiden sich vor allem durch die verschiedenen Schaftdesigns. Trotz der anatomischen Unterschiede des distalen und proximalen intramedullären Kanals verankern sich Prothesen mit den gleichen Schaftdesigns über dieselben Prinzipien.

Konische Geradschaftprothesen zeigen eine Kombination aus 3-Flächen-Fixierung und zirkumferenter Verankerung. Auch der getestete um 3° geknickte konische Prothesenschaft verhält sich, nach der Abwinkelung, wie die geraden Schäfte. Ob hier eine Änderung der Verankerung durch eine ebenfalls abgeknickte Reibahle erreicht werden kann, muss in weiteren Versuchen untersucht werden. Die hier vorherrschende 3-Flächen-Verankerung wird in der Literatur als eigentlich nicht erstrebenswert angesehen (de Menezes et al. 2012, Fink et al. 2005). Jedoch zeigen die guten klinischen Ergebnisse sowie die biomechanische Stabilität der Prothesenschäfte, dass die, bei diesen Schäften, wünschenswerte und gut erreichbare konische Fixierung mit einer Länge von 55 mm am proximalen Femur und 30 mm für zylindrische Schäfte am distalen Femur ausreichend ist. Für konische Schäfte am distalen Femur lassen sich aus den vorliegenden Daten keine Aussagen zur benötigten Verankerungslänge treffen.

Die getestete zylindrische Prothese am distalen Femur zeigt eine rein zirkumferente konische Fixierung und kommt mit einer signifikant kürzeren Verankerungsstrecke aus, welche 30 mm nicht unterschreiten soll. Hier muss in weiteren Versuchen untersucht werden, ob die Verwendung eines zylindrischen Schaftes am proximalen Femur ebenfalls zu einer zirkumferenten, konischen Verankerung führt und ob somit die in der Literatur empfohlene Länge einer konischen Fixation von 4 - 6 cm mit einem

kürzeren Prothesenschaft erreicht werden kann (Fink et al. 2005, Paprosky et al. 1999).

Letztendlich werden alle hier getesteten Prothesenschäfte erfolgreich in der Versorgung periprothetischer Frakturen seit mehreren Jahren genutzt. Die dabei beobachteten, guten klinischen Ergebnisse werden durch die biomechanischen Daten der Versuche bestätigt.

Innerhalb der beobachteten Fixationslängen haben die verschiedenen Verankerungsprinzipien keinen Einfluss auf die Stabilität der Prothesenschäfte. Eine anteilige konische Verklemmung über die oben angegebenen Längen ist jedoch für die stabile Verankerung entscheidend. Ob sich durch die verschiedenen Verankerungsprinzipien Vorteile in der Versorgung bestimmter Patientengruppen ergeben, muss in weiteren Studien untersucht werden. So könnte bei einer sehr distalen periprothetischen Fraktur bei einliegender Knieendoprothese ein kürzerer, zylindrischer Schaft eine genauso gute Versorgung bieten, wie ein längerer, konischer Schaft, welcher wiederum z.B. bei proximalen Frakturen zum Einsatz kommen könnte. Eine abschließende Bewertung bleibt hier jedoch klinischen Studien vorbehalten.

8 Literaturverzeichnis

- Abdulkarim A, Ellanti P, Motterlini N, Fahey T, O'Byrne JM. 2013. Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Orthop Rev (Pavia)*, 5 (1):e8.
- Aumüller G, Aust G, Doll A, Engele J, Kirsch J, Mense S, Reißig D, Salvetter J, Schmidt W, Schmitz F, Schulte E, Spaniel-Borowski K, Wolff W, Wurzing L, Zilch H-G. 2010. *Duale Reihe - Anatomie*. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme.
- Basso T, Klaksvik J, Syversen U, Foss OA. 2014. A biomechanical comparison of composite femurs and cadaver femurs used in experiments on operated hip fractures. *J Biomech*, 47 (16):3898-3902.
- Bergmann G. 2001. *Hip 98loading Of The Hip Joint*. Berlin: Biomechanics Lab., Free University of Berlin.
- Berry DJ. 1999. Epidemiology: hip and knee. *Orthop Clin North Am*, 30 (2):183-190.
- Bertin KC, Freeman MA, Samuelson KM, Ratcliffe SS, Todd RC. 1985. Stemmed revision arthroplasty for aseptic loosening of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 67 (2):242-248.
- Bircher HP, Riede U, Luem M, Ochsner PE. 2001. [The value of the Wagner SL revision prosthesis for bridging large femoral defects]. *Orthopade*, 30 (5):294-303.
- Bistolfi A, Rosso F, Crova M, Massazza G. 2013. Endo-Modell rotating-hinge total knee for revision total knee arthroplasty. *Orthopedics*, 36 (10):e1299-1306.
- Bono JV, Scott RD. 2005. *Revision Total Knee Arthroplasty*. New York: Springer.
- Bougherara H, Zdero R, Shah S, Miric M, Papini M, Zalzal P, Schemitsch EH. 2010. A biomechanical assessment of modular and monoblock revision hip implants using FE analysis and strain gage measurements. *J Orthop Surg Res*, 5:34.

- Bozic KJ, Kamath AF, Ong K, Lau E, Kurtz S, Chan V, Vail TP, Rubash H, Berry DJ. 2015. Comparative Epidemiology of Revision Arthroplasty: Failed THA Poses Greater Clinical and Economic Burdens Than Failed TKA. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 473 (6):2131-2138.
- Branson PJ, Steege JW, Wixson RL, Lewis J, Stulberg SD. 1989. Rigidity of initial fixation with uncemented tibial knee implants. *J Arthroplasty*, 4 (1):21-26.
- Burke DW, O'Connor DO, Zalenski EB, Jasty M, Harris WH. 1991. Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Br*, 73 (1):33-37.
- Campi S, Pandit HG, Dodd CA, Murray DW. 2016. Cementless fixation in medial unicompartmental knee arthroplasty: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*.
- Charnley J. 1960. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br*, 42-B:28-30.
- Charnley J. 1961. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1 (7187):1129-1132.
- Charnley J. 1979. *Low Friction Arthroplasty of the Hip*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Cipriano CA, Brown NM, Della Valle CJ, Moric M, Sporer SM. 2013. Intra-operative periprosthetic fractures associated with press fit stems in revision total knee arthroplasty: incidence, management, and outcomes. *J Arthroplasty*, 28 (8):1310-1313.
- Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M. 2012a. *AE-Manual der Endoprothetik - Hüfte und Hüftrevision*. Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer, 441-449.
- Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M. 2012b. *AE-Manual der Endoprothetik - Hüfte und Hüftrevision*. Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer, 49-54.
- Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M. 2012c. *AE-Manual der Endoprothetik - Hüfte und Hüftrevision*. Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer, 470-474.

- Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M. 2012d. AE-Manual der Endoprothetik - Hüfte und Hüftrevision. Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer, 21-25.
- Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M. 2012e. AE-Manual der Endoprothetik - Hüfte und Hüftrevision. Heidelberg, Dordrecht, London, New York: Springer, 47-49.
- Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. 1996. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech*, 29 (4):525-535.
- de Menezes DF, Le Beguec P, Sieber HP, Goldschild M. 2012. Stem and osteotomy length are critical for success of the transfemoral approach and cementless stem revision. *Clin Orthop Relat Res*, 470 (3):883-888.
- Della Valle CJ, Paprosky WG. 2004. The femur in revision total hip arthroplasty evaluation and classification. *Clin Orthop Relat Res*, (420):55-62.
- Diehl P, Haenle M, Bergschmidt P, Gollwitzer H, Schauwecker J, Bader R, Mittelmeier W. 2010. [Cementless total hip arthroplasty: a review]. *Biomed Tech (Berl)*, 55 (5):251-264.
- Ducheyne P, De Meester P, Aernoudt E. 1977. Influence of a functional dynamic loading on bone ingrowth into surface pores of orthopedic implants. *J Biomed Mater Res*, 11 (6):811-838.
- Duda GN, Schneider E, Chao EY. 1997. Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech*, 30 (9):933-941.
- Duncan CP, Masri BA. 1995. Fractures of the femur after hip replacement. *Instr Course Lect*, 44:293-304.
- Duncan CP, Haddad FS. 2014. The Unified Classification System (UCS): improving our understanding of periprosthetic fractures. *Bone Joint J*, 96-B (6):713-716.
- Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. 1987. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br*, 69 (1):45-55.
- Engh GA, Ammeen DJ. 1999. Bone loss with revision total knee arthroplasty: defect classification and alternatives for reconstruction. *Instr Course Lect*, 48:167-175.

- Faschingbauer M, Kessler S, HJürgens C. 2014. Periprosthetic fractures in enclosed total hip arthroplasty. *Trauma und Berufskrankheit*, 16 (4):349-353.
- Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Gluer CC, Genant HK. 1993. Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: the study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res*, 8 (10):1211-1217.
- Fehring TK, Odum S, Olekson C, Griffin WL, Mason JB, McCoy TH. 2003. Stem fixation in revision total knee arthroplasty: a comparative analysis. *Clin Orthop Relat Res*, (416):217-224.
- Fink B, Urbansky K, Schuster P. 2014. Mid term results with the curved modular tapered, fluted titanium Revitan stem in revision hip replacement. *Bone & Joint Journal*, 96b (7):889-895.
- Fink B, Fuerst M, Hahn M, Thybaud L, Sieber HP, Delling G. 2005. [Principles of fixation of the cementless modular revision stem Revitan]. *Unfallchirurg*, 108 (12):1029-1032, 1034-1027.
- Fregly BJ, Besier TF, Lloyd DG, Delp SL, Banks SA, Pandy MG, D'Lima DD. 2012. Grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *J Orthop Res*, 30 (4):503-513.
- Gardner MP, Chong AC, Pollock AG, Wooley PH. 2010. Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models. *Ann Biomed Eng*, 38 (3):613-620.
- Gluck T. 2011. Report on the positive results obtained by the modern surgical experiment regarding the suture and replacement of defects of superior tissue, as well as the utilization of re-absorbable and living tamponade in surgery. 1891. *Clin Orthop Relat Res*, 469 (6):1528-1535.
- Gomez PF, Morcuende JA. 2005. Early attempts at hip arthroplasty--1700s to 1950s. *Iowa Orthop J*, 25:25-29.
- Grifka J, Kuster M. 2011. *Orthopädie und Unfallchirurgie - Für Praxis, Klinik und Facharztprüfung*. Berlin, Heidelberg: Springer.

- Hagel A, Siekmann H, Delank KS. 2014. Periprosthetic femoral fracture - an interdisciplinary challenge. *Dtsch Arztebl Int*, 111 (39):658-664.
- Halder A, Kutzner I, Graichen F, Heinlein B, Beier A, Bergmann G. 2012. Influence of limb alignment on mediolateral loading in total knee replacement: in vivo measurements in five patients. *J Bone Joint Surg Am*, 94 (11):1023-1029.
- Heiner AD. 2008. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *J Biomech*, 41 (15):3282-3284.
- Heiner AD, Brown TD. 2001. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech*, 34 (6):773-781.
- Heller MO, Mehta M, Taylor WR, Kim DY, Speirs A, Duda GN, Perka C. 2011. Influence of prosthesis design and implantation technique on implant stresses after cementless revision THR. *J Orthop Surg Res*, 6:20.
- Inglis AE, Walker PS. 1991. Revision of failed knee replacements using fixed-axis hinges. *J Bone Joint Surg Br*, 73 (5):757-761.
- Jauregui JJ, Cherian JJ, Pierce TP, Beaver WB, Issa K, Mont MA. 2015. Long-Term Survivorship and Clinical Outcomes Following Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*.
- Jeavons RP, Downen D, O'Brien S. 2012. The use of a revision femoral stem to manage a distal femoral periprosthetic fracture in a well-fixed total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 27 (1):156-159.
- Johnston AT, Tsiridis E, Eyres KS, Toms AD. 2012. Periprosthetic fractures in the distal femur following total knee replacement: A review and guide to management. *Knee*, 19 (3):156-162.
- Jones MD, Carpenter C, Mitchell SR, Whitehouse M, Mehendale S. 2015. Retrograde femoral nailing of periprosthetic fractures around total knee replacements. *Injury*.
- Judet R. 1975. [Total hip endoprosthesis made of porometal without cement anchoring]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 113 (4):828-829.

- Kang MN, Huddleston JI, Hwang K, Imrie S, Goodman SB. 2008. Early outcome of a modular femoral component in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 23 (2):220-225.
- Kannan A, Owen JR, Wayne JS, Jiranek WA. 2014. Loosely implanted cementless stems may become rotationally stable after loading. *Clin Orthop Relat Res*, 472 (7):2231-2236.
- Karrholm J. 2015. The Swedish Hip Arthroplasty Register (www.shpr.se). *Acta Orthop*, 81 (1):3-4.
- Kendrick JB, 2nd, Noble PC, Tullos HS. 1995. Distal stem design and the torsional stability of cementless femoral stems. *J Arthroplasty*, 10 (4):463-469.
- Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. 2011. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 93 (5):500-509.
- Kim YH, Kim JS. 2009. Revision total knee arthroplasty with use of a constrained condylar knee prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 91 (6):1440-1447.
- Kim YH, Park JW, Kim JS, Oh HK. 2015. Long-Term Clinical Outcomes and Survivorship of Revision Total Knee Arthroplasty with Use of a Constrained Condylar Knee Prosthesis. *J Arthroplasty*, 30 (10):1804-1809.
- Kuster MS. 2002. Exercise recommendations after total joint replacement: a review of the current literature and proposal of scientifically based guidelines. *Sports Med*, 32 (7):433-445.
- Kwong LM, Miller AJ, Lubinus P. 2003. A modular distal fixation option for proximal bone loss in revision total hip arthroplasty: a 2- to 6-year follow-up study. *J Arthroplasty*, 18 (3 Suppl 1):94-97.
- Lester DK, Campbell P, Ehya A, Rude RK. 1998. Assessment of press-fit hip femoral components retrieved at autopsy. *Orthopedics*, 21 (1):27-33.
- Lewallen DG, Berry DJ. 1998. Periprosthetic fracture of the femur after total hip arthroplasty: treatment and results to date. *Instr Course Lect*, 47:243-249.

- Lindahl H. 2007. Epidemiology of periprosthetic femur fracture around a total hip arthroplasty. *Injury*, 38 (6):651-654.
- Lindahl H, Malchau H, Herberts P, Garellick G. 2005. Periprosthetic femoral fractures classification and demographics of 1049 periprosthetic femoral fractures from the Swedish National Hip Arthroplasty Register. *J Arthroplasty*, 20 (7):857-865.
- Lindahl H, Garellick G, Regner H, Herberts P, Malchau H. 2006. Three hundred and twenty-one periprosthetic femoral fractures. *J Bone Joint Surg Am*, 88 (6):1215-1222.
- Lord G, Bancel P. 1983. The madreporic cementless total hip arthroplasty. New experimental data and a seven-year clinical follow-up study. *Clin Orthop Relat Res*, (176):67-76.
- Mai KT, Verioti CA, Casey K, Slesarenko Y, Romeo L, Colwell CW, Jr. 2010. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*, 39 (3):126-130.
- Matassi F, Carulli C, Civinini R, Innocenti M. 2013. Cemented versus cementless fixation in total knee arthroplasty. *Joints*, 1 (3):121-125.
- Meek RM, Norwood T, Smith R, Brenkel IJ, Howie CR. 2011. The risk of peri-prosthetic fracture after primary and revision total hip and knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 93 (1):96-101.
- Meneghini RM, Hallab NJ, Berger RA, Jacobs JJ, Paprosky WG, Rosenberg AG. 2006. Stem diameter and rotational stability in revision total hip arthroplasty: a biomechanical analysis. *J Orthop Surg Res*, 1:5.
- Mittlmeier T, Stockle U, Perka C, Schaser KD. 2005. [Periprosthetic fractures after total knee joint arthroplasty]. *Unfallchirurg*, 108 (6):481-495; quiz 496.
- Morrey BF, Kavanagh BF. 1992. Complications with revision of the femoral component of total hip arthroplasty. Comparison between cemented and uncemented techniques. *J Arthroplasty*, 7 (1):71-79.

- Paley D, Pfeil J. 2000. [Principles of deformity correction around the knee]. *Orthopade*, 29 (1):18-38.
- Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhavre A. 1994. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop Clin North Am*, 25 (3):425-465.
- Paprosky WG, Greidanus NV, Antoniou J. 1999. Minimum 10-year-results of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (369):230-242.
- Pilliar RM, Cameron HU, Welsh RP, Binnington AG. 1981. Radiographic and morphologic studies of load-bearing porous-surfaced structured implants. *Clin Orthop Relat Res*, (156):249-257.
- Ring PA. 1968. Complete replacement arthroplasty of the hip by the ring prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*, 50 (4):720-731.
- Ritter MA, Faris PM, Keating EM. 1988. Anterior femoral notching and ipsilateral supracondylar femur fracture in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 3 (2):185-187.
- Rodriguez JA, Fada R, Murphy SB, Rasquinha VJ, Ranawat CS. 2009. Two-year to five-year follow-up of femoral defects in femoral revision treated with the link MP modular stem. *J Arthroplasty*, 24 (5):751-758.
- Rodriguez JA, Deshmukh AJ, Robinson J, Cornell CN, Rasquinha VJ, Ranawat AS, Ranawat CS. 2014. Reproducible fixation with a tapered, fluted, modular, titanium stem in revision hip arthroplasty at 8-15 years follow-up. *J Arthroplasty*, 29 (9 Suppl):214-218.
- Rorabeck CH, Taylor JW. 1999. Classification of periprosthetic fractures complicating total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*, 30 (2):209-214.
- Ruchholtz S, Tomas J, Gebhard F, Larsen MS. 2013. Periprosthetic fractures around the knee-the best way of treatment. *Eur Orthop Traumatol*, 4 (2):93-102.

- Salemyr MOF, Sköldenberg OG, Bodén HSG, Ahl TE, Adolphson PY. 2008. Good results with an uncemented proximally HA-coated stem in hip revision surgery: 62 hips followed for 2–13 years. *Acta Orthopaedica*, 79 (2):184-193.
- Sanguineti F, Mangano T, Formica M, Franchin F. 2014. Total knee arthroplasty with rotating-hinge Endo-Model prosthesis: clinical results in complex primary and revision surgery. *Arch Orthop Trauma Surg*, 134 (11):1601-1607.
- Shannon BD, Klassen JF, Rand JA, Berry DJ, Trousdale RT. 2003. Revision total knee arthroplasty with cemented components and uncemented intramedullary stems. *J Arthroplasty*, 18 (7 Suppl 1):27-32.
- Springer BD, Berry DJ, Lewallen DG. 2003. Treatment of periprosthetic femoral fractures following total hip arthroplasty with femoral component revision. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A (11):2156-2162.
- Statistisches Bundesamt. 2009. Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern - Ausführliche Darstellung - 2005. Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik).
- Statistisches Bundesamt. 2015a. Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern - Ausführliche Darstellung - 2014. Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik).
- Statistisches Bundesamt 2015. 14.11.2015. Die 50 häufigsten Operationen der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern http://www.gbe-bund.de/oowa921-install/servlet/oowa/aw92/dboowasys921.xwdevkit/xwd_init?gbe.isgbetol/xs_start_neu/&p_aid=i&p_aid=82209864&nummer=666&p_sprache=D&p_indsp=-&p_aid=30595693.
- Su ET, Dewal H, Di Cesare PE. 2004. Periprosthetic femoral fractures above total knee replacements. *J Am Acad Orthop Surg*, 12 (1):12-20.
- Tamvakopoulos GS, Servant CT, Clark G, Ivory JP. 2007. Medium-term follow-up series using a modular distal fixation prosthesis to address proximal femoral bone deficiency in revision total hip arthroplasty. A 5- to 9-year follow-up study. *Hip Int*, 17 (3):143-149.

- Toni A, Fabbri F, Scimeca GB, Zanotti Russo MC, Baruffaldi F, Cianci R, Giunti A. 1995. Computerized morphometric analysis of the femoral diaphyseal canal. *Chir Organi Mov*, 80 (2):207-219.
- Tsiridis E, Krikler S, Giannoudis PV. 2007. Periprosthetic femoral fractures: current aspects of management. *Injury*, 38 (6):649-650.
- van Lenthe GH, Willems MM, Verdonchot N, de Waal Malefijt MC, Huiskes R. 2002. Stemmed femoral knee prostheses: effects of prosthetic design and fixation on bone loss. *Acta Orthop Scand*, 73 (6):630-637.
- van Loon CJ, Kyriazopoulos A, Verdonchot N, de Waal Malefijt MC, Huiskes R, Buma P. 2000. The role of femoral stem extension in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (378):282-289.
- Wagner H. 1989. [A revision prosthesis for the hip joint]. *Orthopade*, 18 (5):438-453.
- Wagner H, Wagner M. 1993. [Femur revision prosthesis]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 131 (6):574-577.
- Wang C, Pfitzner T, von Roth P, Mayr HO, Sostheim M, Hube R. 2016. Fixation of stem in revision of total knee arthroplasty: cemented versus cementless-a meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24 (10):3200-3211.
- Watanabe H, Gejo R, Matsuda Y, Tatsumi I, Hirakawa K, Kimura T. 2011. Femoral anterior tangent line of the osteoarthritic knee for determining rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 26 (2):268-273.
- Weiss RJ, Stark A, Karrholm J. 2011a. A modular cementless stem vs. cemented long-stem prostheses in revision surgery of the hip: a population-based study from the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop*, 82 (2):136-142.
- Weiss RJ, Stromwall F, Beckman MO, Hansson KA, Stark A. 2009. Distal femoral stem-bone anchorage of a cementless revision total hip arthroplasty: evaluation of 14 patients by CT. *Acta Orthop*, 80 (3):298-302.

- Weiss RJ, Beckman MO, Enocson A, Schmalholz A, Stark A. 2011b. Minimum 5-year follow-up of a cementless, modular, tapered stem in hip revision arthroplasty. *J Arthroplasty*, 26 (1):16-23.
- Wilkins KJ, Curtiss S, Lee MA. 2008. Polyaxial locking plate fixation in distal femur fractures: a biomechanical comparison. *J Orthop Trauma*, 22 (9):624-628.
- Wirtz DC, Hrsg. 2011. *AE-Manual der Endoprothetik - Knie*. Heidelberg Dodrecht London New York: Springer.
- Wood GC, Naudie DD, MacDonald SJ, McCalden RW, Bourne RB. 2009. Results of press-fit stems in revision knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*, 467 (3):810-817.
- Zdero R, Walker R, Waddell JP, Schemitsch EH. 2008. Biomechanical evaluation of periprosthetic femoral fracture fixation. *J Bone Joint Surg Am*, 90 (5):1068-1077.
- Zdero R, Elfallah K, Olsen M, Schemitsch EH. 2009. Cortical screw purchase in synthetic and human femurs. *J Biomech Eng*, 131 (9):094503.
- Zdero R, Saidi K, Mason SA, Schemitsch EH, Naudie DD. 2012. A biomechanical comparison of four different cementless press-fit stems used in revision surgery for total knee replacements. *Proc Inst Mech Eng H*, 226 (11):848-857.
- Zhu Y, Chen W, Sun T, Zhang X, Liu S, Zhang Y. 2015. Risk factors for the periprosthetic fracture after total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *Scand J Surg*, 104 (3):139-145.

9 Anhang

9.1 Abbildungsverzeichnis

| | | |
|-----------------------|---|----|
| Abbildung 1: | CT im Frontalschnitt eines verwendeten Composite Femurs..... | 5 |
| Abbildung 2a: | Querschnitt durch das proximale Femur..... | 7 |
| Abbildung 2b: | Querschnitt durch das distale Femur..... | 7 |
| Abbildung 3: | Abmessungen des verwendeten Kunstknochens | 21 |
| Abbildung 4: | Verwendeter Stem der LINK Endo-Modell-M Prothese | 23 |
| Abbildung 5: | Verwendeter Stem des Zimmer Nexgen Legacy Constrained Condylar Knee | 24 |
| Abbildung 6: | Verwendete LINK MP Rekonstruktionsendoprothese..... | 26 |
| Abbildung 7: | Verwendeter Stem der Zimmer Revitan Straight Prothese | 28 |
| Abbildung 8: | Verwendetes Tischermüdungsprüfsystem Instron 8874. | 29 |
| Abbildung 9: | Eingespannter Sawbone mit LINK Endo Modell M Prothesenschaft zur Prüfung der axialen Belastung. | 31 |
| Abbildung 10a: | Einspannung des Zimmer Nexgen LCCK Prothesenschaftes zur Prüfung der Torsionsbelastung. | 32 |
| Abbildung 10b: | Einspannung des LINK MP Revisionsprothesenschaftes zur Prüfung der Torsionsbelastung. | 32 |
| Abbildung 11: | Beispielhafter Kraftzyklus der axialen Kraftübertragung beim 50sten und 10.000sten Zyklus | 33 |
| Abbildung 12: | Verschiedene Stem-Bone-Interfaces an unterschiedlichen Positionen am Beispiel des LINK MP-Prothesenschaftes..... | 34 |
| Abbildung 13: | Darstellung der Kontaktfläche in Abhängigkeit zur intramedullären Schaftlänge der distalen Schäfte. | 37 |
| Abbildung 14a: | Darstellung der mittleren Schaft-Migration in Abhängigkeit von der 100% Schaft-Knochen-Kontaktlänge | 38 |
| Abbildung 14b: | Darstellung der maximalen axialen Steifigkeit in Abhängigkeit von der 100% Schaft-Knochen-Kontaktlänge | 39 |

| | | |
|----------------------|--|----|
| Abbildung 15: | Beispiel der Torsionssteifigkeit in Abhängigkeit vom Gangzyklus | 40 |
| Abbildung 16: | Darstellung der Kontaktfläche in Abhängigkeit zur intramedullären Schaftlänge der proximalen Schäfte. | 41 |
| Abbildung 17: | Beispiel der axialen Steifigkeit in Abhängigkeit vom Gangzyklus | 42 |
| Abbildung 18: | Zusammenhang der maximalen Schaft Migration mit der Länge des 100 % Schaft-Knochen-Kontakts | 43 |
| Abbildung 19: | Beispiel der Abhängigkeit der axialen Migration vom Gangzyklus | 44 |

9.2 Tabellenverzeichnis

| | | |
|--------------------|--|----|
| Tabelle 1: | Ursachen von Revisionsoperationen nach künstlichem Hüftgelenkersatz und relative Häufigkeit (Diehl et al. 2010) | 12 |
| Tabelle 2: | Vancouver Klassifikation (Duncan und Masri 1995) | 13 |
| Tabelle 3: | Klassifikation nach Lewis und Rorabeck (Rorabeck und Taylor 1999)..... | 14 |
| Tabelle 4: | Beispiel des UCS am proximalen und distalen Femur (Duncan und Haddad 2014) | 16 |
| Tabelle 5: | Paprosky-Klassifikation (Della Valle und Paprosky 2004) | 18 |
| Tabelle 6: | AORI Klassifikation (Engh und Ammeen 1999) | 19 |
| Tabelle 7: | Länge des Stem-Bone-Interfaces mit 25 %, 50 %, 75 % und 100 % Kontakt sowie die Gesamtkontaktlänge, der ‚relative Konus‘ und die intramedulläre Schaft-Länge der distalen Schäfte..... | 36 |
| Tabelle 8: | Mittlere axiale Migration und Steifigkeit sowie mittlere Torsionssteifigkeit der distalen Schäfte | 38 |
| Tabelle 9: | Länge des Stem-Bone-Interfaces mit 25 %, 50 %, 75 % und 100 % Kontakt sowie die Gesamtkontaktlänge, der ‚relative Konus‘ und die intramedulläre Schaft-Länge der proximalen Schäfte..... | 41 |
| Tabelle 10: | Mittlere axiale Migration und Steifigkeit sowie mittlere Torsionssteifigkeit der proximalen Schäfte | 42 |

9.3 Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich bei der Entstehung dieser Dissertation unterstützt und begleitet haben.

Als Erstes möchte ich Herrn Prof. Dr. med. Georg Matziolis für die Überlassung dieses interessanten Themas und für seine Ratschläge beim Verfassen dieser Arbeit vielmals danken.

Besonderer Dank gebührt Herrn Dr. med. Markus Heinecke für die hervorragende Betreuung und die stets schnelle und geduldige Beantwortung meiner Fragen. Sein Rat und seine hilfreiche Unterstützung während aller Entstehungsphasen dieser Arbeit waren für mich von großem Wert.

Des Weiteren möchte ich Herrn Dr.-Ing. Frank Layher und dem Team der biomechanischen Forschung des Waldkrankenhauses „Rudolf Elle“ in Eisenberg für die Unterstützung und Hilfe bei der Planung und Durchführung der Versuche danken.

Weiterer Dank gilt dem Team der Radiologie des Waldkrankenhauses „Rudolf Elle“ für die schnelle und unkomplizierte Nutzung des CTs.

Großer Dank gebührt auch meinen Eltern Heidrun und Ralf Rathje sowie meinem Bruder Hendrik Rathje für die fortwährende und umfassende Unterstützung während der Entstehung dieser Arbeit und meines gesamten Studiums.

9.4 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Dr. med. Markus Heinecke, Univ.-Prof. Dr. med. Georg Matziolis

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ort, Datum

Unterschrift des Verfassers